

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)

КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В.о. завідувача кафедри

_____ **Владислав ШЛИКОВ**
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ____ » _____ 2020 р.

Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою Біомедичні прилади і інформаційні системи
(назва)

спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
(код та назва)

на тему: Медична система моніторингу гамма випромінювання

Виконав : студент 4 курсу, групи БП-61
(шифр групи)

_____ **Рудий Олексій Дмитрович** _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доц. каф. БМІ, к.т.н., доц., Дубко Андрій Григорович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 3 доц.каф. ОППЦБ, к.т.н., доц. Демчук Гліб Вікторович _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль ст. викл. каф. БМІ, Юр'єва Катерина Олександрівна _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент зав. каф. ББЗЛ, д.мед.н., проф. Худецький Ігор Юліанович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020

Факультет	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка</u>
Освітньо-професійна програма	<u>Біомедичні прилади і інформаційні системи</u>

« » 2020 p.

2. Термін подання студентом роботи 08.06.2020 р.
3. Вихідні дані до роботи лічильник Гейгера-Мюллера СМБ-20; мікроконтролер Arduino UNO; перетворювач напруги 5-400 В; OLED дисплей 0,96"; стабілізатор напруги 5 В, Bluetooth модуль HC-05.
4. Зміст дипломної роботи: провести огляд літератури яка стосується випромінювання при роботі з рентгенодіагностичною апаратурою; проаналізувати методи реєстрації рентгенівського випромінювання; розробити електричну та структурну схему системи моніторингу випромінювання; змодельовати корпус приладу керування та детектора; моделювання розміщення системи моніторингу; провести візуалізацію отримання даних з лічильника та отримання значення дози випромінювання.
5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація дипломної роботи.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., к.т.н., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки		

7. Дата видачі завдання 13 квітня 2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літературних джерел.	14 квітня 2020р.	
2	Аналіз методів реєстрації гамма випромінювання	14 квітня 2020р. – 18 квітня 2020р.	
3	Розробка принципової схеми приладу	19 квітня 2020р. – 22 квітня 2020р.	
4	Аналіз компонентів та створення електричної схеми приладу	23 квітня 2020р. – 28 квітня 2020р.	
5	Розробка друкованої плати приладу	29 квітня 2020р. – 1 травня 2020р.	
6	Моделювання корпусу приладу та датчика	4 травня 2020р. – 13 травня 2020р.	
7	Моделювання рентген-кабінету з встановленням системи моніторингу	15 травня 2020р. – 19 травня 2020р.	
8	Створення програми для отримання значення дози випромінювання	22 травня 2020р.	
9	Оформлення пояснювальної записки.	1 червня 2020р.	
10	Подання ДР рецензенту та отримання рецензії.	3 червня 2020р.	
11	Подача дипломної роботи на нормоконтроль	5 червня 2020р.	
12	Подача документів з дипломної роботи	7 червня 2020р.	
13	Захист ДР.	16 червня 2020р.	

Студент

(підпис)

Олексій РУДИЙ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Андрій ДУБКО

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної: “Медична система моніторингу гамма випромінювання”.

Дипломна робота викладена на 59 сторінках, вона містить у собі 3 розділи, 32 ілюстрації, 20 таблиць та 28 літературних джерел.

Актуальність: Необхідно забезпечити достовірний контроль рівня експозиційної дози при роботі з рентгенодіагностичною апаратурою під час діагностичної чи терапевтичної процедур. З 2020 року у Законі України внесені правки, згідно яких заборонено ввезення на територію України, виробництво та прийняття в експлуатацію апаратів, що не мають приладів моніторингу рівня експозиційної дози. Тому актуальним є проектування приладу, що може встановлюватися на вітчизняні та закордонні апарати, проводити моніторинг, записувати інформацію про кожного пацієнта та повідомляти про перевищення дози.

Мета: Спроекувати клінічний дозиметр для моніторингу рівня експозиційної дози в рентгенодіагностиці.

Задачі дипломної роботи: ознайомитись з технічною літературою іонізаційних детекторів; огляд та порівняння існуючих методів реєстрації іонізуючого випромінювання; розробка структурної та електричної схеми приладу; створення 3D моделі друкованої плати, корпусу приладу та датчика; моделювання приміщення рентген-кабінету з розміщенням розробленого приладу; створення програми для візуалізації отриманих значень.

Ключові слова: Рентгенодіагностика, дозиметрія, експозиційна доза, клінічний дозиметр, 3D модель, іонізаційне випромінювання.

ANNOTATION

Diploma topic: " Medical monitoring system of gamma radiation ".

Diploma work consists of 59 pages, 3 sections, 32 illustrations, 20 tables and 28 literary sources.

Relevance: It is necessary to provide accurate control of exposure doses when working with X-ray equipment during diagnostic or therapeutic procedures. Since 2020, the Law of Ukraine has been amended to prohibit the importation into the territory of Ukraine, production and commissioning of devices that do not have devices for monitoring the level of exposure dose. So important is the design of the device that can be installed on domestic and foreign vehicles, monitor, record information about each patient and report on the excess doses.

Purpose of practice: Design a dosimeter for clinical monitoring of exposure dose in X-ray diagnostics.

Diploma tasks: acquainted with the technical literature of ionization detectors; review and comparison of existing methods of registration of ionizing radiation; development of the structural and electric scheme of the device; creation of a 3D model of a printed circuit board, the case of the device and the sensor; modeling of the X-ray room with the location of the developed device; creating a program to visualize the obtained values.

Key words: X-ray diagnostics, dosimetry, exposure dose, clinical dosimeter, 3D model, ionization radiation.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Зміни у законодавстві України	10
1.2 Іонізуюче випромінювання	11
1.3 Огляд біологічних основ радіаційного захисту	12
1.4 Дозиметричні величини.....	13
1.5 Методи реєстрації іонізуючого випромінювання.....	15
1.5.1 Іонізаційні дозиметричні детектори (ІД).....	16
1.5.2 Напівпровідникові дозиметричні детектори.....	21
1.5.3 Сцинтиляційний метод дозиметрії.....	23
1.5.4 Люмінесцентний метод дозиметрії	24
1.5.5 Фотографічний метод дозиметрії фотонів.....	25
1.6 Вимоги захисту від рентген апаратів	25
Висновки до розділу 1	26
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	27
2.1 Структурна схема гамма детектору.....	27
2.2 Принципова функціональна електрична схема.....	33
2.3 3D-Моделювання корпусу та кріплення приладу.....	36
2.4 Розміщення системи моніторингу гамма випромінювання у рентген-кабінеті	39
2.5 Створення програми для отримання результатів роботи приладу	42
Висновки до розділу 2	45
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ	46
3.1 Технічна характеристика клінічного дозиметра	46
3.1.1 Характеристика приладу	46

					БП61.05.2505.1191			
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив	Рудий О.Д.				Медицина система моніторингу гамма випромінювання	Лім.	Лист	Листів
Перевірів	Дубко А.Г.							
Реценз.	Худецький І.Ю.					КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БП-61		
Н. Контр.	Юр'єва К.О.							
Затвердив	Шликов В.В.							

3.1.2	Складові частини приладу.....	47
3.1.3	Характер взаємодії приладу в системі «людина-об'єкт».....	48
3.2	Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення.	49
3.2.1	Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів.....	49
3.2.2	Небезпека ураження людини електричним струмом.	50
3.2.3	Небезпека пожежі.....	51
3.3	Інструкція по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту.	52
	Висновки до розділу 3	53
	ВИСНОВКИ.....	54
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	56

ВСТУП

Актуальність: На сьогоднішній день рентгенологічні обстеження є одними з найбільш поширених в сучасній медицині. Рентгенівське випромінювання, таких рентгенівських діагностичних апаратів (РДА) використовується для отримання тіньового зображення внутрішніх органів, профілактичних обстежень в флюорографії, отримання зрізів біологічних тканин, органів та систем в комп'ютерній томографії.

Для отримання точного діагнозу при мінімальному променевому навантаженні потрібна ефективна, чітка система калібрування випромінюючого тракту, для отримання стабільної та мінімально нормованої дози рентгенівського випромінювання. Однак більшість апаратів встановлених в Україні не мають таких систем и не дають змоги фіксувати фактичне значення дози опромінення та попереджувати про небезпеку при перевищенні її.

Необхідно забезпечувати достовірний контроль рівня експозиційної дози при роботі з рентгенодіагностичною технікою під час діагностичної чи терапевтичної процедур. З 2020 року у Законі України внесені правки згідно яких заборонено ввезення на територію України, виробництво та прийняття в експлуатацію апаратів що не мають приладів моніторингу рівня експозиційної дози. Тому актуальним є проектування приладу що може встановлюватися на вітчизняні та закордонні апарати, проводити моніторинг рівня випромінювання для кожного пацієнта та повідомляти лаборантів про перевищення дози.

Тема дипломної роботи: Медична система моніторингу гамма випромінювання.

Мета дипломної роботи: Спроекувати клінічний дозиметр для моніторингу рівня експозиційної дози в рентгенодіагностиці.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						8
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Задачі дипломної роботи:

1. Ознайомлення з технічною літературою іонізаційних детекторів;
2. Розробка структурної схеми приладу та підбір елементів;
3. Створення електричної схеми з перенесенням на модель друкованої плати у середовищі DipTrace;
4. Будова 3Д моделі плати, корпусу приладу та датчика у середовищі SOLIDWORKS;
5. Розробити план-модель реального рентген-кабінету з встановленням розробленого приладу
6. Створити програму для отримання результатів роботи системи моніторингу.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						9
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Зміни у законодавстві України

Через небезпеку рентгенівського випромінювання у великих дозах існує потреба у строгому контролі дози опромінення та частоті проведення процедур для виключення небажаної взаємодії іонізуючого випромінювання з організмом людини.

У більшості країн Європи прописані нормативні документи для захисту людини від іонізуючого випромінювання, що перевищує допустиме значення норми. Але у законодавстві України такі зміни були введені лише у 2019 році, а саме 18.09.2019 р., що входять у обов'язкове виконання з лютого місяця 2020 року.

У статті 17 Закону України «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання» вказані норми забезпечення захисту людини під час лікування та здійснення медичної діагностики. Закон України передбачає, що доза опромінення, яку отримує пацієнт при медичному втручанні повинна не тільки реєструватися, але й зберігатися в архівах медичних установ протягом 50 років. Після вказаного строку інформація передається до Національного архівного фонду. Важливим моментом є заборона ввезення на територію України, виробництво та прийняття в експлуатацію РДА без встановлених систем моніторингу дози. [1]

Необхідно зазначити, що в Україні є рентгенівські апарати, яким на сьогодні більше 50 років (в порівнянні з європейськими країнами рентгенівський апарат експлуатується не більше 8-10 років). Саме тому встановлюються вимоги до медичного радіологічного обладнання, що відповідають європейському законодавству та міжнародним стандартам безпеки. [2]

					БП61.05.2505.1191	Лист
						10
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Але існує проблема з фінансуванням державних лікарень. Додаткове оснащення – експоніметр, що є обов’язковим згідно Закону України коштує близько 200 тис. гривень. Така додаткова плата не є спроможною для багатьох лікарень, тому обрано створення приладу, що зможе виконувати необхідні функції та поставлені задачі при спрощеній будові.

1.2 Іонізуюче випромінювання

Іонізуюче випромінювання – це достатня для іонізації речовини енергія, шляхом видалення електронів зі своїх станів, приєднаних до відповідного атома. Воно може отримуватися радіоактивними речовинами, що випромінюють або природним шляхом, або штучними генераторами, такими як генератори рентгенівських променів та прискорювачі частинок.

Джерела іонізуючого випромінювання, що природньо зустрічаються на поверхні Землі можна класифікувати як альфа, бета, гамма або рентгенівські частинки:

Альфа-частинки (α): Як правило утворюються в ядерних реакціях, або радіоактивному розпаді. Їх потужність проникнення низька. Вони швидко втрачають кінетичну енергію в атмосфері, оскільки сильно взаємодіють з іншими молекулами завдяки великій масі та електричному заряду, генеруючи значну кількість іонів на сантиметр покритої довжини. Альфа частини не можуть пройти через товщину декількох аркушів паперу, однак потрапляння в організм людини може бути дуже шкідливим.

Бета-частинки (β): Мають більшу здатність проникнення, ніж альфа-частинки. Їх можна зупинити листом деревини товщиною кілька сантиметрів або тонкого аркуша металу. Однак, як і альфа-частинки, вони можуть завдати серйозної шкоди людському організму.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						11
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Гамма-частинки (γ): Гамма-випромінювання являє собою тип електромагнітного випромінювання. Гамма-промені можуть завдати серйозної шкоди ядру клітин, тому їх використовують для стерилізації медичного обладнання та їжі. Гамма-промені легко проходять через шкіру та інші органічні речовини. Тому вони можуть завдавати великої шкоди внутрішнім органам людини. До цієї категорії відносяться рентгенівські промені. Вони також є фотонами, але з меншою проникною здатністю, ніж гамма-промені. [3]

1.3 Огляд біологічних основ радіаційного захисту

Після проведення опромінення можливі такі біологічні ефекти: детерміновані (тканинні реакції) і стохастичні ефекти (онкологія).

При детермінованому ефекті спостерігається загибель багатьох клітин в органі чи тканині при дозі випромінювання вище порогового рівня. Цей рівень залежить від потужності дози і лінійної передачі енергії випромінювання, органу або тканини, що опромінюється, розміру частини органу або тканини, що опромінюється, та розглядуваного клінічного ефекту. Такий ефект при застосуванні іонізуючого випромінювання спостерігається у пацієнтів що проходять променеви терапію і при інтервенційних процедурах, які можуть тривати протягом довгого часу.

Радіаційне ушкодження ДНК в одній клітині може привести до зміни цієї клітини, все ще здатної до розмноження. Існує невелика ймовірність того, що цей вид пошкодження під впливом інших агентів, не обов'язково пов'язаних з випромінюванням, може привести до злоякісних новоутворень (соматичний ефект). Імовірність стохастичного ефекту, обумовленого випромінюванням, збільшується з дозою та пропорційна дозі при низьких експозиційних дозах. При високих дозах, що близькі до порогів детермінованих ефектів, ймовірність

збільшується повільніше, і може почати знижуватися через появу ефекту загибелі клітин.

Аналізуючи світову статистику смертності від онкологічних захворювань можна виділити, що від впливу радіаційного випромінювання частка смертності досягає рівня від одного до декількох відсотків. [4]

1.4 Дозиметричні величини

Люди піддаються постійному впливу радіоактивного випромінювання бо рентгенодіагностика та терапія є не єдині джерела радіації для людини. Природне випромінювання постійно опромінює людей. Це відбувається з різних джерел, наприклад, таких як радіоактивні метали в ґрунті та космічна радіація.

У таблиці 1.1 приведено порівняння ефективної дози радіації, що отримує пацієнт під час найбільш часто використовуваних діагностичних процедур, з використанням рентгенівського випромінювання та природнього опромінення що діє на людину у повсякденному житті. [5]

Таблиця 1.1 – Порівняння ефективної дози та природнього опромінення

Процедура	Ефективна доза опромінення	Природнє опромінення
Рентгенографія грудної клітини	0,1 мЗв	10 днів
Флюорографія грудної клітини	0,3 мЗв	30 днів
Комп'ютерна томографія всього тіла	10 мЗв	3 роки
Рентгенографія шлунку і тонкого кишечника	8 мЗв	3 роки
Рентгенографія товстого кишечника	6 мЗв	2 роки
Рентгенографія хребта	1,5 мЗв	6 місяців
Рентгенографія кісток рук або ніг	0,001 мЗв	Менше 1 дня
Комп'ютерна томографія голови	2 мЗв	8 місяців
Комп'ютерна томографія хребта	5 мЗв	2 роки

Завдяки широкому діапазону візуалізації та відносно простим у використанні рентгенодіагностика є найпоширенішим методом діагностики у медицині. Лише за один рік в Україні проводиться більше ніж 30 млн

рентгенологічних досліджень. На рисунку 1.1 приведена статистика використання рентгенодіагностичної апаратури. [6]

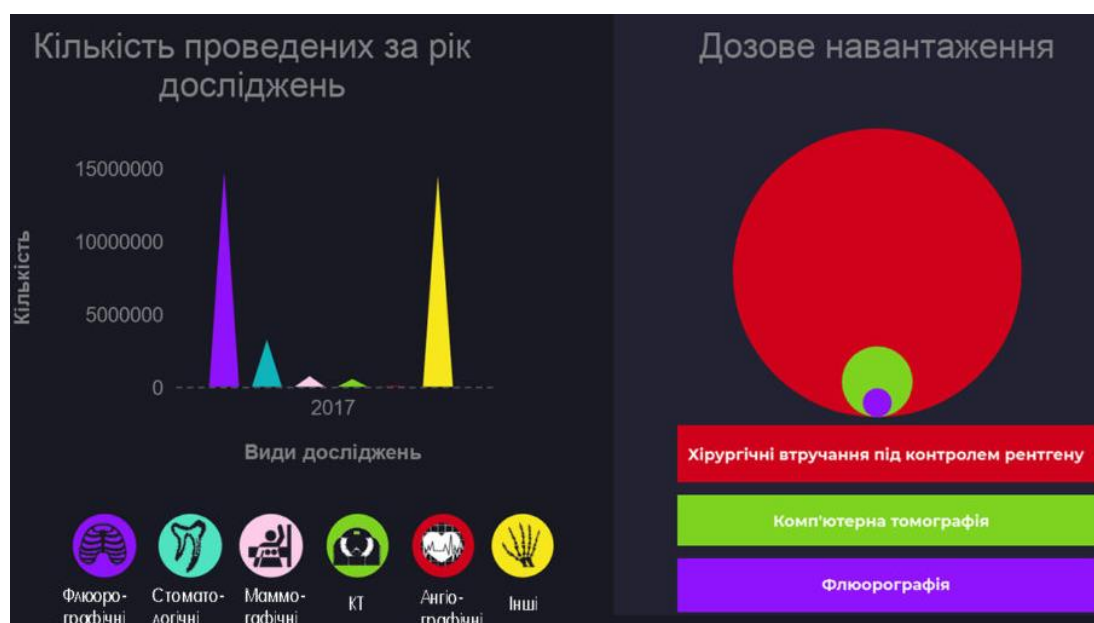


Рисунок 1.1 – Використання РДА [6]

Канцерогенний ризик для населення в результаті діагностичної візуалізації можна оцінити з поглинених доз органу, наприклад, використовуючи моделі ризику BEIR VII або інструмент оцінки радіаційного ризику RadRAT.

Інструмент оцінки радіаційного ризику RadRAT - це онлайн-калькулятор Міністерства охорони здоров'я та соціальних служб багатьох держав для оцінки ризику виникнення раку протягом усього життя людей від впливу іонізуючого випромінювання для доз нижче 1 Гр. [7]

Хоча ці оцінки корисні для епідеміологічних досліджень, їх не можна ефективно використовувати для оцінки індивідуального ризику пацієнта.

Аналітика управління дозою може бути специфічною для установи, але певні елементи даних повинні бути чітко зафіксовані для того, щоб забезпечити дотримання стандартизованих протоколів та можливість міжвідомчого аналізу. Ці елементи даних включають: 1) відповідний аналіз використання рентгенодіагностики, 2) оцінку використання протоколу, що залежить від розміру діагностуючої частини, 3) оцінку правильних технічних характеристик

РДА (наприклад, правильно функціонуючих функцій автоматичної модуляції дози), 4) моніторинг відповідності дози протягом проведення обстеження; 6) порівняння доставлених доз опромінення із встановленими нормами з відхиленням від встановлених стандартів адекватно оцінено та враховано. [8]

Поглинена доза є основною фізичною величиною, яку використовують в радіаційного захисту для стохастичних ефектів, усереднених по органу або тканині. Для детермінованих ефектів поглинена доза береться середня по частині тканини яка отримала найбільше опромінення, в обсязі опроміненої шкіри в прямому полі випромінювання. Одиницею поглиненої дози є "грей" (Гр).

Так як неможливо прямо вимірювати поглинені дози в органах і тканинах пацієнтів при медичній візуалізації використовують вимірювані величини, які характеризують поле зовнішнього випромінювання. Для проведення таких вимірювань можуть використовуватися дозиметри рентгенівського випромінювання придатні для вимірювання експозиційної дози рентгенівського випромінювання в діапазоні анодної напруги від 30 до 150 кВ при максимальній вимірюваній дози 10 г/ч. [4]

1.5 Методи реєстрації іонізуючого випромінювання

При взаємодії іонізуючого випромінювання з різними речовинами відбуваються зміни у їх фізичних та хімічних властивостях. Ці зміни беруться за основу при виділенні методів реєстрації іонізуючого випромінювання. Головна частина детектора – чутливий об'єм. У цьому об'ємі проходить взаємодія випромінювання з речовиною з перетворенням в певний вид сигналу. Речовина у чутливому об'ємі може бути газом, рідиною або твердим тілом.

В залежності від характеру взаємодії іонізуючого випромінювання можна виділити такі методи (рис.1.2):

					БП61.05.2505.1191	Лист
						15
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

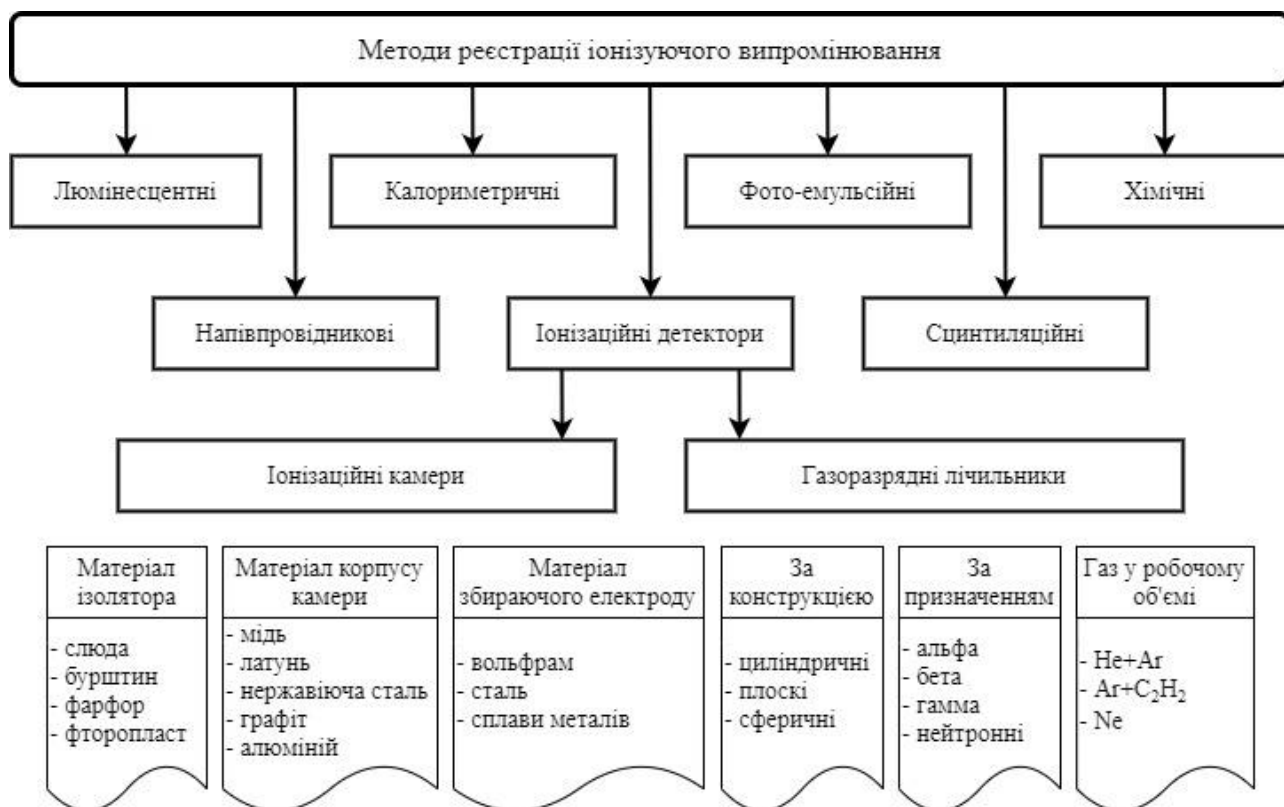


Рисунок 1.2 – Методи реєстрації іонізуючого випромінювання

1.5.1 Іонізаційні дозиметричні детектори (ІД)

Іонізаційний метод заснований на здатності іонізуючого випромінювання викликати іонізацію середовища.

Якщо до речовини прикласти різницю потенціалів, то в ньому виникає електричне поле, під дією якого позитивні іони переміщуються до негативного електроду, а негативні – до позитивного електрода. В результаті цього в ланцюзі виникає електричний струм (Рисунок 1.3).

Конструкція іонізаційних детекторів подібна до конденсаторів. Два електроди розділені діелектриком – газом або сумішчю газів.

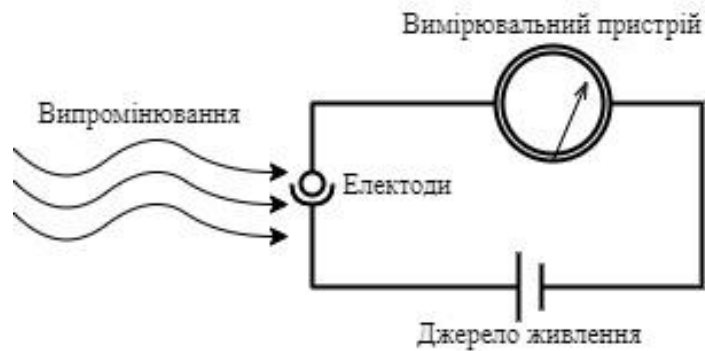


Рисунок 1.3 – Структурна схема іонізаційного детектора

Найважливішою характеристикою ІД є вольт-амперна характеристика. Залежність іонізаційного струму від напруги на електродах при незмінній інтенсивності. [9]

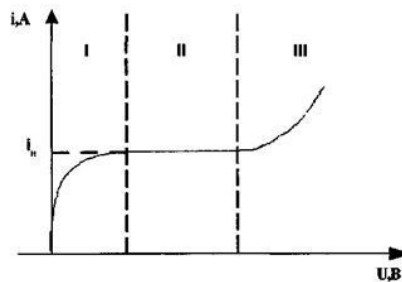


Рисунок 1.4 – Вольт-амперна характеристика іонізаційного детектора.

(I - область Ома, II - область іонізаційних камер, III - область газорозрядних лічильників)

На рисунку 1.4 показана вольт-амперна характеристика іонізаційної камери при постійному опроміненні.

При невеликих напругах лише невелика кількість іонів досягає електродів, а інші рекомбінують. При збільшенні прикладеної до електродів напруги іонізаційний струм підвищується (I), досягає насичення та залишається постійним (II), потім знову починає збільшуватись (III). При збільшенні напруги на камері зростає сила електричного поля в іонізаційному обсязі.

У полі випромінювання з постійною потужністю флюенса енергії в одиниці постійного об'єму між електродами утворюються (\dot{q}) пари іонів. Під дією досить великої напруженості поля практично усі іони досягають електродів і тоді струм насичення в сталому режимі буде дорівнює:

$$i_0 = \dot{q} \cdot e \cdot V, \quad (1.1)$$

де e – заряд одного іона, V – об'єм іонізаційної камери [10]

Подальше збільшення іонізаційного струму на третій частині графіка пояснюється процесом ударної іонізації.

Потужність дози випромінювання визначається кількістю пар іонів, що створюються у одиниці об'єму (1см^3) повітря за одиницю часу (1с). Визначив іонізаційний струм (I), знаючи робочий об'єм камери (V) можна підрахувати потужність гамма випромінювання (P):

$$P = \frac{q}{t} = \frac{I}{V}, \quad (1.2)$$

де q – заряд іонів, створених іонізуючим випромінюванням в 1см^3 об'єму камери

Відмінною особливістю іонізаційної камери від інших газонаповнених датчиків, є порівняно мала напруженість електричного поля в газовому проміжку, таким чином струм не залежить від напруги на електродах і дорівнює добутку заряду електрона на число пар іонів. [11]

1.5.1.1 Конденсаторні камери

За будовою така камера є циліндричним конденсатором, що показана на рисунку 1.5.

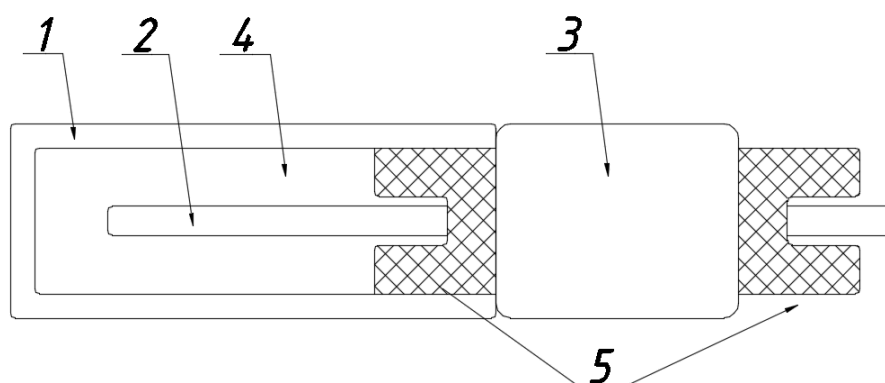


Рисунок 1.5 – Конденсаторна іонізаційна камера:

1 – стакан (катод); 2 – стрижень (анод); 3 – конденсатор; 4 – повітря; 5 – ізолятори.

Внутрішній електрод камери ізолюваний від зовнішнього прокладкою з дуже великим поверхневим та об'ємним опором. Обсяг повітря в такій камері становить від 0,1 см³ до декількох см³.

Принцип роботи таких камер заснований на розрядці ємності. Перед вимірами ємність заряджається від зовнішнього джерела. Різність потенціалів поміж обкладками приблизно 100 В. Так як ізоляція електродів достатньо велика то без дії іонізуючого випромінювання саморозряд відсутній. При появі іонізуючого випромінювання у повітряній камері створюються іони. Струм що виникає зменшує заряд електроду та різність потенціалів на обкладках камери.

Знаючи ємність камери (C), повітряний об'єм (V) можна визначити дозу випромінювання за зміною різності потенціалів (ΔU) за формулою:

$$D = \frac{\Delta q}{V} = \frac{\Delta U \cdot C}{V}, \quad (1.3)$$

де Δq – заряд іонів, що створюються випромінюванням у повітряному об'ємі камери. [11]

При повному збиранні іонів чутливість камери $\Delta U/D$ складе:

$$\Delta U/D = (e \cdot V)/(k \cdot C), \quad (1.4)$$

де ΔU – зміна різниці потенціалів на електродах камери, D – доза опромінення, V – газовий обсяг камери в якій відбувається іонізація, C – електрична ємність камери, k – постійний коефіцієнт. Чутливість камери збільшується зі збільшенням обсягу камери і зменшенням її електричної ємності. Такі камери часто використовуються в індивідуальних дозиметрах для виміру сумарної дози, одержуваних особами, які працюють з радіоактивними ізотопами і іншими джерелами іонізуючих випромінювання. [10]

1.5.1.2 Газорозрядні лічильники

Іонізаційні камери в яких використовується принцип газового посилення називаються газорозрядними лічильниками (рисунок 1.6).

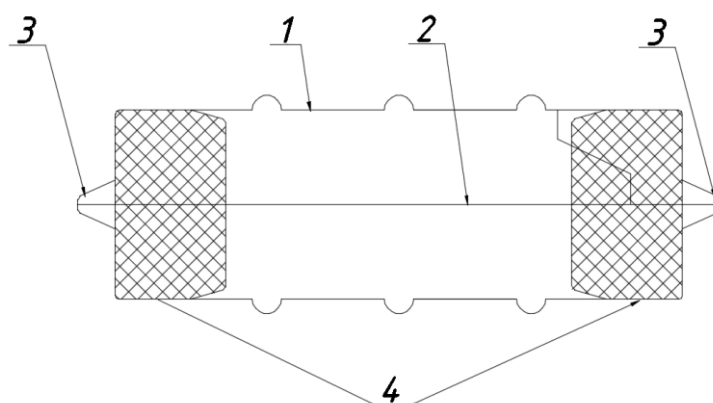


Рисунок 1.6 – Будова газорозрядного лічильника:

1 – корпус лічильника (катод); 2 – нитка лічильника (анод); 3 – виводи; 4 – ізолятори.

Основний параметр – коефіцієнт газового посилення K – відношення кількості іонів, які прийшли на вбираючий електрод, до загальної кількості утворених спочатку іонів.

За конструктивним виконанням газорозрядні лічильники поділяють на циліндричні і торцеві. Циліндричний лічильник являє собою циліндр з нержавіючої сталі який є катодом, а всередині натягнута нитка 0,05-0,1 мм.

Режим роботи лічильника визначається прикладеним до нього напругою. Відповідно до цього розрізняються пропорційні газорозрядні лічильники і лічильники Гейгера-Мюллера. При невеликих значеннях прикладеної напруги лічильник працює в режимі іонізаційної камери. При цьому амплітуда імпульсу не залежить від прикладеної напруги, утвореної зарядженою часткою в чутливому об'ємі, і визначається тільки числом пар іонів на ділянці насичення. З подальшим зростанням напруги включається механізм газового посилення, внаслідок чого амплітуда імпульсів як для частинок зростає. При цьому зберігається пропорційність між кількістю імпульсів і початкової іонізацією. Цю область називають пропорційною областю, а лічильники, що працюють в режимі пропорційності – пропорційними лічильниками. Пропорційні лічильники часто використовують для характеристики реєстрованих частинок (їх виду або енергії), ґрунтуючись на аналізі амплітуди і формі імпульсу. Подальше підвищення напруги призводить до того, що коефіцієнт газового посилення стає залежним від кількості іонів в лавині, причому він буде різним для частинок з різною щільністю іонізації. За цією областю лічильник переходить в область самостійного розряду (область Гейгера), при якому створюваний ним імпульс не залежить від початкової іонізації. [12]

1.5.2 Напівпровідникові дозиметричні детектори

Напівпровідниковий детектор (рис. 1.7) є аналогом іонізаційної камери з твердотільним чутливим об'ємом (германій або кремній). Поглинена енергія в одиниці об'єму напівпровідника в 10 000 разів більше ніж в газовій порожнини камери. Висока чутливість при невеликих розмірах – основна перевага напівпровідникових детекторів.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						21
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

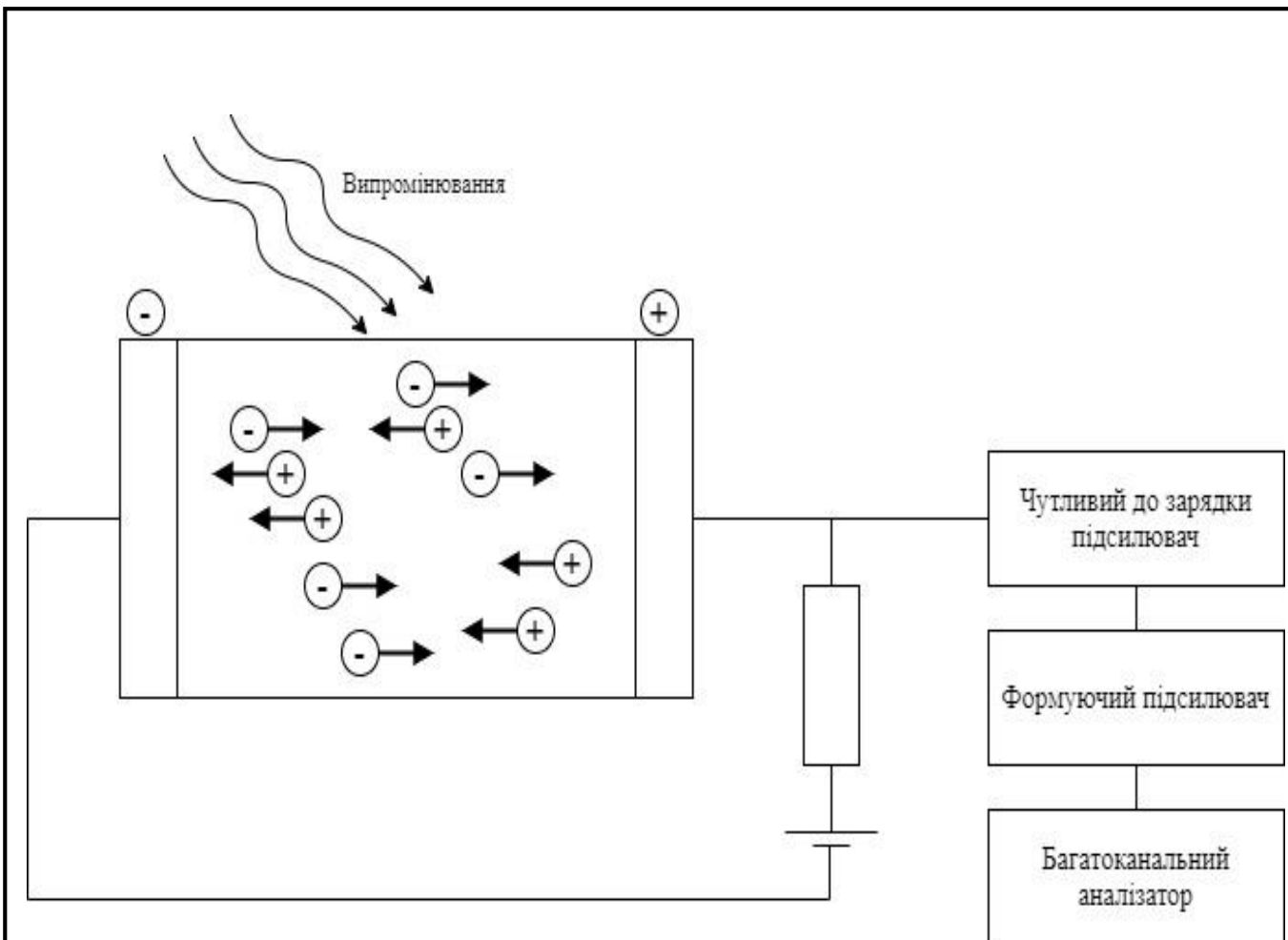


Рисунок 1.7 – Принцип роботи напівпровідникового детектора

Впровадження в напівпровідник інших атомів збільшує його електропровідність, тому що зростає число носіїв електричних зарядів (n-електронів, p-дірок). При іонізації атомів домішки, прикладена до напівпровідника напруга створює струм, повністю обумовлений електронами домішки. Такі домішки називають донорами. Напівпровідники з донорними домішками називають напівпровідниками n-типу. Напівпровідники з акцепторними домішками (збільшують кількість "дірок") називають напівпровідниками p-типу. [10]

Основний недолік напівпровідникових детекторів полягає в малій ширині забороненої зони і, відповідно, значній власній провідності цих матеріалів при кімнатній температурі, що й зумовлює високий рівень шуму в детекторах. Також при підвищенні температури обов'язкове використання примусового охолодження. [13]

1.5.3 Сцинтиляційний метод дозиметрії

Фізична основа сцинтиляційного методу – збудження й іонізація атомів і молекул речовини при проходженні через нього заряджених частинок. Через короткий час вони переходять в основний стан, випускаючи світлове випромінювання, спектр якого залежить від структури енергетичних рівнів атомів і молекул речовини.

Принцип роботи таких лічильників представлений на рисунку 1.8.

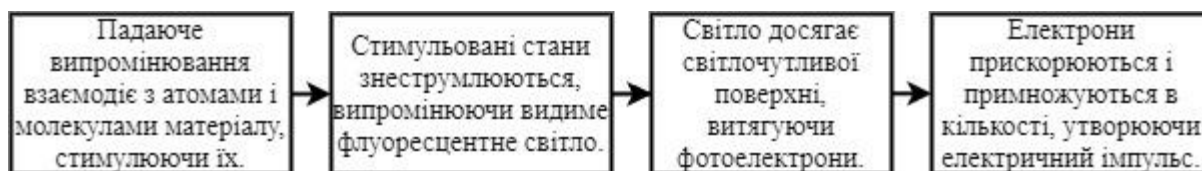


Рисунок 1.8 – Принцип роботи сцинтиляційного лічильника

Найбільш важливими характеристиками сцинтиляторів є наступні:

Конверсійна ефективність η_k – відношення енергії світлових фотонів R_l до енергії зарядженої частинки E , поглиненої в сцинтиляторі:

$$\eta_k = R_l / E, \quad (1.5)$$

Час появи – середній час життя, яким характеризуються збудливість стану атомів. Це час характерний для кожного сцинтилятора і коливається в межах від 10^{-9} до 10^{-8} с. [10]

Основний недолік сцинтиляційних детекторів полягає в наявності двох етапів трансформації енергії гамма-кванта, а саме рекомбінація електронних збуджень в діелектричному сцинтиляційному кристалі породжує оптичну сцинтиляцію, яка в подальшому за допомогою фотоелектронного помножувача (ФЕП) або фотодіода перетворюється в електричний імпульс. [14]

Також величина реєстрованого ними фону збільшується зі зростанням напруги на ФЕП так, що в деякій області напруг швидкість розрахунку фону стає вищою, ніж швидкість рахунку радіоактивного препарату за вирахуванням фону. [15]

1.5.4 Люмінесцентний метод дозиметрії

Метод заснований на радіофотолюмінісценції і радіотермолюмінісценції. Конструкція дозиметра включає в себе анодовану алюмінієву фольгу з чотирма термолюмінесцентними детекторами. Ці детектори зазвичай виготовляються з фториду літію, активованого магнієм або фторидом кальцію, активованого, в свою чергу, марганцем. Отримані в люмінофорі, під дією іонізуючого випромінювання, носії заряду локалізуються в центрах захоплення, в результаті чого відбувається накопичення поглиненої енергії, яка може бути потім звільнена при додатковому збудженні.

Додаткове збудження може бути викликано або освітленням люмінофора ультрафіолетовому випромінюванням певної довжини хвилі (радіофотолюмінісценція), або нагріванням до температури 300°C (радіотермолюмінісценція). Оптичні ефекти що спостерігаються можуть служити мірою поглинання енергії. Кількість світла, що випускається, пропорційна дозі випромінювання, одержуваної кожним детектором.

Основними перевагами є його низька вартість, простота в використанні, чутливість. Крім того, його можна використовувати багаторазово: після того, як дозиметр отримує дозу опромінення протягом певного періоду часу, його можна знову використовувати. Однак його головний недолік пов'язаний з тим, що випромінювання не може спостерігатися в режимі реального часу, що негативно впливає на його придатність. [3,10]

					БП61.05.2505.1191	Лист
						24
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

1.5.5 Фотографічний метод дозиметрії фотонів

Фотографічний метод вимірювання дози фотонів заснований на їх впливі на чутливий шар рентгенівської плівки. У цьому шарі желатину рівномірно розподілені дрібні (0,1 – 1 мкм) кристали галоїдного срібла (AgBr або AgCl). Під впливом електронів, вивільнених фотонами з навколишнього чутливого шару речовини, а також в кристалах утворюються центри прояви, що складаються з груп атомів металевих срібла. Сукупність цих центрів створює приховане зображення. У процесі проявлення плівки відбувається відновлення металевих срібла в тих кристалах, в яких утворилися центри прихованого зображення, що призводить до почорніння плівки. Недоліком є те, що не можливо заміряти дозу у реальному часі та використовувати рентгенівську плівку повторно. [10]

1.6 Вимоги захисту від рентген апаратів

Головною цілю радіаційного захисту є забезпечення потрібних стандартів захисту людей та навколишнього середовища без обмеження корисного практичного застосування РДА, що викликає опромінення. Захист повинен досягати вищого рівню що має максимальну перевагу користі над шкодою. Щоб уникнути результатів що не задовольняють оптимізації захисту, встановлюють обмеження на дози та ризики за рахунок опромінення від джерела рентгенівського випромінювання.

Для власної фільтрації рентгенівської трубки застосовують берилієвий фільтр товщиною 1 мм, додатково можуть застосовувати фільтри з алюмінію завтовшки до 4 мм. За стандартами допустимих величин слою половинного

послаблення використовують алюмінієві фільтри певної товщини для певних анодних напруг. [16]

Було виявлено, що залежність першого шару половинного ослаблення $\Delta_{1/2}$ від величини анодної напруги U_a конкретного рентгенівського апарату близька до лінійної:

$$\Delta_{1/2}(U_a) = k \cdot U_a, \quad (1.6)$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

Його можна обрахувати діленням відомого значення першого слою половинного ослаблення на відповідну величину анодної напруги: [17]

$$k = \frac{\Delta_{1/2}(U_a)}{U_a}, \quad (1.7)$$

Висновки до розділу 1

Проаналізувавши законодавство України були виділені основні потреби вдосконалення РДА. Після співставлення значення дози опромінення при радіологічних обстеженнях з рівнем опромінення від навколишнього середовища виявлено, що різниця дуже велика и не точне калібрування РДА може серйозно зашкодити пацієнту.

Для реєстрації іонізуючого випромінювання існує безліч методів, але кожен з них має особливості будови та принципу роботи. Проаналізувавши кожен, було обрано метод з використанням газорозрядних лічильників Гейгера-Мюллера, а саме СМБ-20. Однак робота з РДА можлива тільки при дотриманні вимог захисту від гамма променів, що були розглянуті у розділі.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						26
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Структурна схема гамма детектору

Для розробки системи моніторингу гамма випромінювання були виділені основні блоки та представлені на структурній схемі (рис. 2.1).

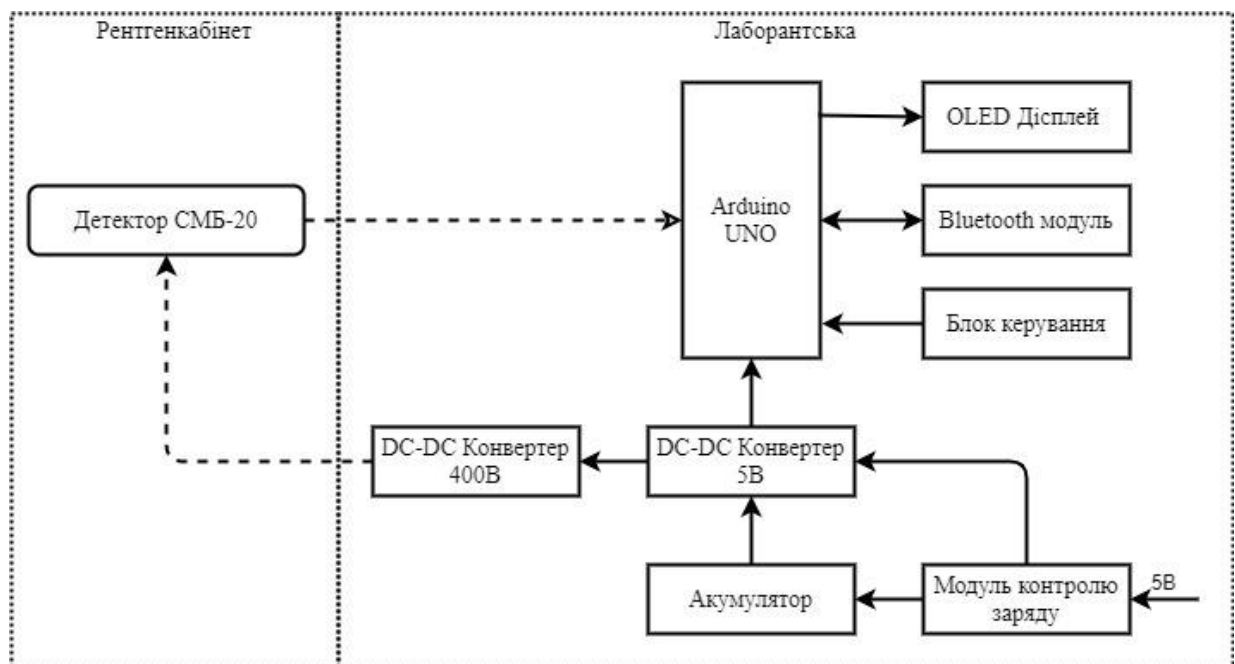


Рисунок 2.1 – Структурна схема системи моніторингу гамма випромінювання

Живиться прилад від сучасного роз'єму MicroUSB від напруги 5 В. Плата для контролю заряду (рис. 2.2) на основі S-8205A та DW01 використовується для заряду Li-ion акумулятора.

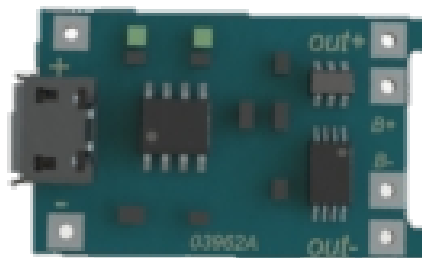


Рисунок 2.2 – Модуль контролю заряду

Модуль BMS (Battery Monitoring System) має світлову індикацію, що повідомляє про зарядженість акумулятора та відключає його від напруги. Технічна характеристика приведена у таблиці 2.1 [18]

Таблиця 2.1 – Технічна характеристика BMS

Струм заряду	До 1А. (Регулюється)
Вхідна напруга	4.5 — 5.5 В;
Напруга повного заряду	4.2 В;
Індикація	Червоний – зарядка, Синій – Заряд завершено
Вхідний роз'єм	Micro USB чи контакти для підпайки
Робочий діапазон температур	Від -10 до +85С
Захист переполюсовки	нема
Габаритні розміри	25 × 17 × 4 мм.

Акумулятор Nokia BL-5C використовується для роботи з приладом у переносному режимі. Маючи ємність 1020 мА·г дозволяє використовувати систему моніторингу 4 години безперервної роботи при споживанні 180 мА при напрузі 3,7 В.[19]

Через те, що акумулятор є резервним джерелом живлення модуль контролю заряду підключається до DC-DC конвертора напруги (рис. 2.3).



Рисунок 2.3 – Стабілізатор напруги DC-DC 5В

Головна задача DC-DC конвертора 5 В – стабілізація напруги 3.7 В від акумулятора до робочої напруги – 5 В. Технічні характеристики приведені у таблиці 2.2. [20]

Таблиця 2.2 – Технічна характеристика стабілізатора напруги DC-DC 5В

Вхідна напруга	1-5В
Вихідна напруга	5.1-5.2В
Вихідний струм	1-1,5А
Ефективність перетворення	96%
Габаритні розміри	18 × 15 × 4 мм

«Мозком» пристрою є – Arduino UNO (рис. 2.4), що має невеликі габарити але достатні характеристики для використання. Контролер побудований на ATmega328. Плата має 14 цифрових входів та виходів, 6 аналогових входів та кварцевий генератор 16 МГц. [21]

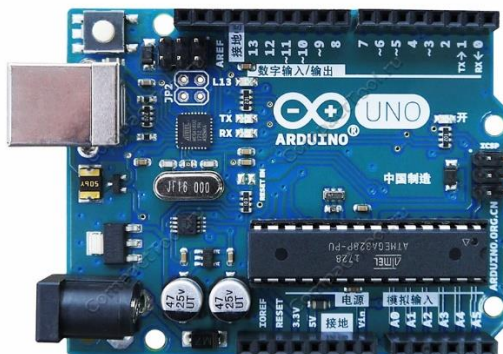


Рисунок 2.4 – Arduino UNO

Технічна характеристика контролеру представлена у таблиці 2.3

Таблиця 2.3 – Технічна характеристика Arduino UNO

Мікроконтролер	ATmega328
Робоча напруга	5 В
Вхідна напруга (рекомендована)	7-12 В
Цифрові входи та виходи	14
Аналогові входи/виходи	6
Постійний струм через вхід/вихід	40 мА
Флеш-пам'ять	32 Кб
Тактова частота	16 МГц

Керування пристроєм відбувається за допомогою блоку управління, який представляє двопозиційні перемикачі. За допомогою цих клавiш можливе включення приладу, подача високої напруги, регулювання роботи системи моніторингу.

Для приладу було обрано найрозповсюдженіший та «протверений часом» детектор СМБ-20. Такий лічильник Гейгера-Мюллера виготовляється у формі герметичної металевої трубки що показано на рисунку 2.5.



Рисунок 2.5 – Зовнішній вигляд СМБ-20

Сам детектор закріплюється на вихідне вікно рентгенівської трубки та вимірює експозиційну дозу яку отримує пацієнт. Як бачимо з таблиці 2.4, робоча напруга детектора – 400 В. [22]

Таблиця 2.4 – Технічні характеристики СМБ-20

Рекомендована робоча напруга	400 В
Діапазон робочої напруги	350-475 В
Діапазон потужності експозиційних доз гамма-випромінювання	0,004-40 мкр/с, 0,014-144 мр/ч
Максимальний допустимий струм	20 мкА
Габаритні розміри	108 мм × d10 мм

Для живлення лічильника від напруги 5 В треба використовувати підсилюючий DC-DC конвертер до 400 В (рис.2.6). Обраний високовольтний стабілізатор HIA4V1.4 має резистор, що підстроюється та дозволяє отримати на виході заявлене значення напруги від 300-1200 В, що достатнє для живлення лічильника.



Рисунок 2.6 – Стабілізатор HIA4V1.4

Також для підсилення напруги можна використовувати помножувач напруги. Така схема підключається до мережі живлення 220 В змінного струму. Використовуємо середовище LTspice для побудови схеми підвищення напруги [23]. Схема показана на рисунку 2.7.

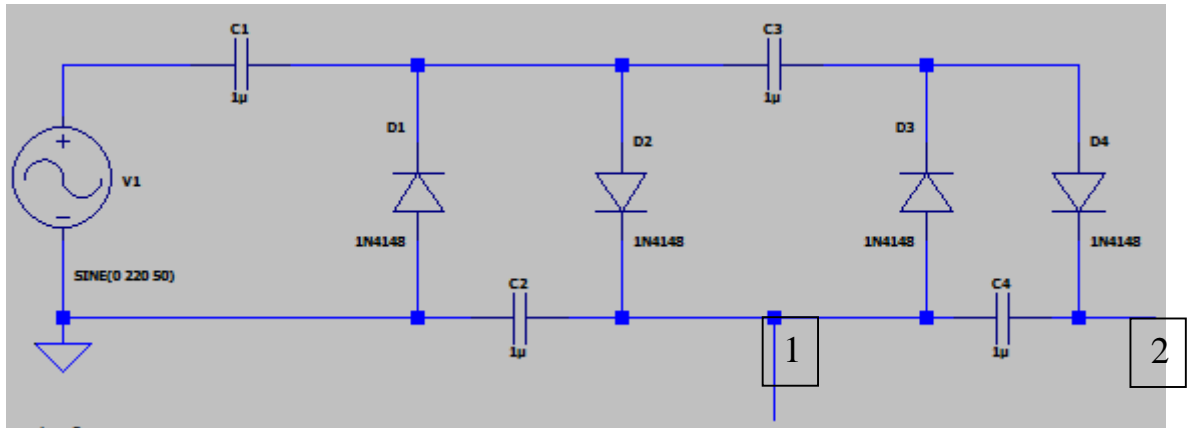


Рисунок 2.7 – Схема помножувача напруги

Помножувач напруги складається з декількох ланок, кожна з яких містить один діод і один конденсатор. Коефіцієнт множення дорівнює кількості ланок. Для перевірки схеми задаємо вхідну напругу 220 В зі змінним струмом 50 Гц – на рисунку 2.8 показано зеленим кольором. При замірі напруги на виході «1» отримаємо значення 438 В постійного, що входить в діапазон робочої напруги СМБ-20 – показано червоним кольором та відповідає коефіцієнту підсилення 2.

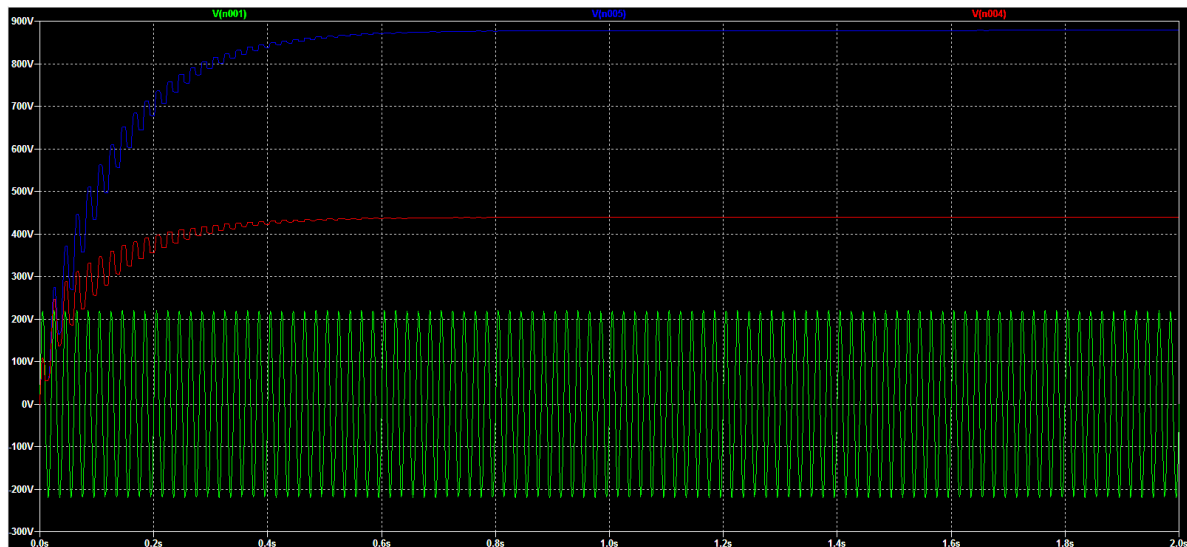


Рисунок 2.8 – Результати досліджень

Для перевірки роботи схеми перевіримо напругу на виході «2» – показана синім кольором. При замірі напруги отримаємо значення 879 В, що відповідає коефіцієнту підсилення 3, отже, схема працює вірно.

Візуалізація дози опромінення виводиться на OLED дисплей. Така технологія дисплеїв має багато переваг, а саме: велика контрастність та

яскравість дисплею при малому електроспоживанню. Такий дисплей не потребує підсвічування. Кожен піксель світиться самостійно, а не затемнює світло підсвічування. Обраний дисплей дозволить значно зменшити споживання та збільшити час роботи від акумулятора. Технічна характеристика приведена у таблиці 2.5. [24]

Таблиця 2.5 – Технічна характеристика OLED дисплею

Розмір екрану	0.96"
Тип екрану	OLED
Роз'єм	4-pin
Напруга живлення	3,3-6В
Роздільна здатність	128*64
Габаритні розміри	11 × 27 × 27 мм
Драйвер OLED модуля:	SSD1306
Цоколювання роз'єму:	GND: Загальний VCC: Напруга живлення SDA: Шина даних SCL: Шина тактування даних

Так як мікроконтролер не підтримує безпроводний зв'язок, а під'єднання приладу до декількох ПК є необхідним то використовуємо Bluetooth модуль HC 05. Технічна характеристика представлена у таблиці 2.6

Таблиця 2.6 – Технічна характеристика модуля Bluetooth HC 05

Діапазон частот радіозв'язку	2,4-2,48 ГГц
Потужність передачі	0,25–2,5 мВт
Чутливість	80 dBm
Напруга живлення	3,3–5 В
Струм	50 мА
Радіус дії	до 10 метрів
Робочий діапазон температур	–25...75 °С
Габарити	27 × 13 × 2,2 мм

Прилад дозволяє не тільки оцінювати радіаційну обстановку у рентген-кабінеті, але й записувати експозиційні дози для кожного пацієнта та зберігати до 50 років, що є обов'язковим згідно Закону України про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання.

Для усунення зовнішнього впливу на вихідні данні, використовуються екрановані високовольтні кабелі – на рисунку 2.1 показані пунктиром.

2.2 Принципова функціональна електрична схема

Для підключення та отримання імпульсів з лічильника треба з'єднати з Arduino. Але неможливо під'єднати мікроконтролер до 400 В. Для цього використовуємо просту схему підключення з такими компонентами:

- Транзистор 2N3904
- Резисторы: 10 МОм, 10 кОм
- Конденсатор 470 пФ.

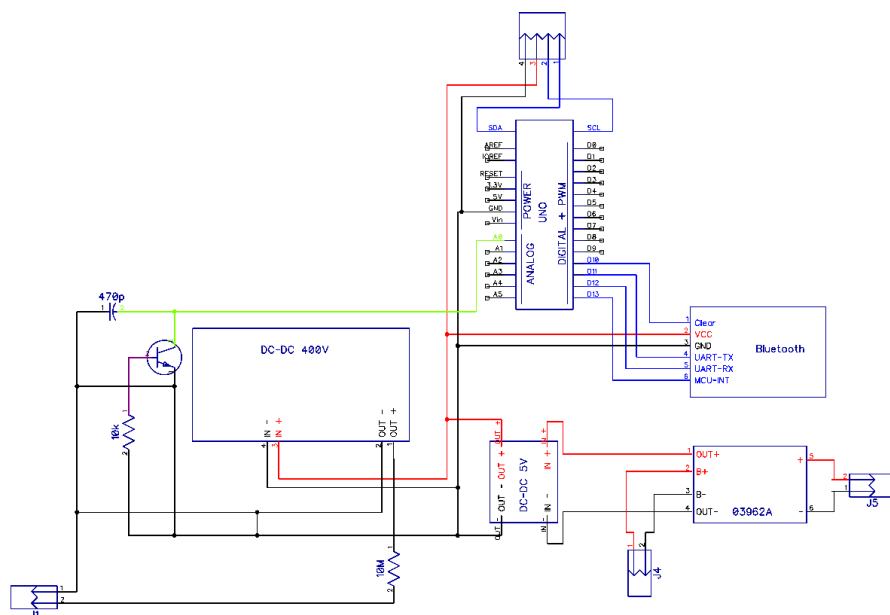


Рисунок 2.9 – Принципова електрична схема приладу

Схема має багато доріжок та для полегшення відстеження канали поділені за функціональним призначенням: Червоний – Напруга живлення +5В, Чорний колір – Мінусовий контакт -5 В, Синій – передача даних по цифровим каналам, Зелений – передача даних по аналоговим каналам. Фіолетовий – напруга живлення лічильника СМБ-20 – 400 В.

Елемент J5 є найрозповсюдженішим роз'ємом microUSB, що виконує функцію живлення приладу та заряду вбудованого акумулятора. Роз'єм J4 дозволяє підключати акумулятор з постійною напругою 5 В. Високовольтний роз'єм J4 дозволяє підключати лічильники Гейгера через роз'єм формфактору xt60. Для підключення дисплею використовуємо чотирьох контактний роз'єм під'єднаний до мікроконтролеру Arduino UNO.

Для побудови печатної плати використовуємо розширення програми Pattern Editor. Дане розширення дозволяє отримати друковану плату PCB зі схеми з використанням усіх схематичних вбудованих правил (рис. 2.10).

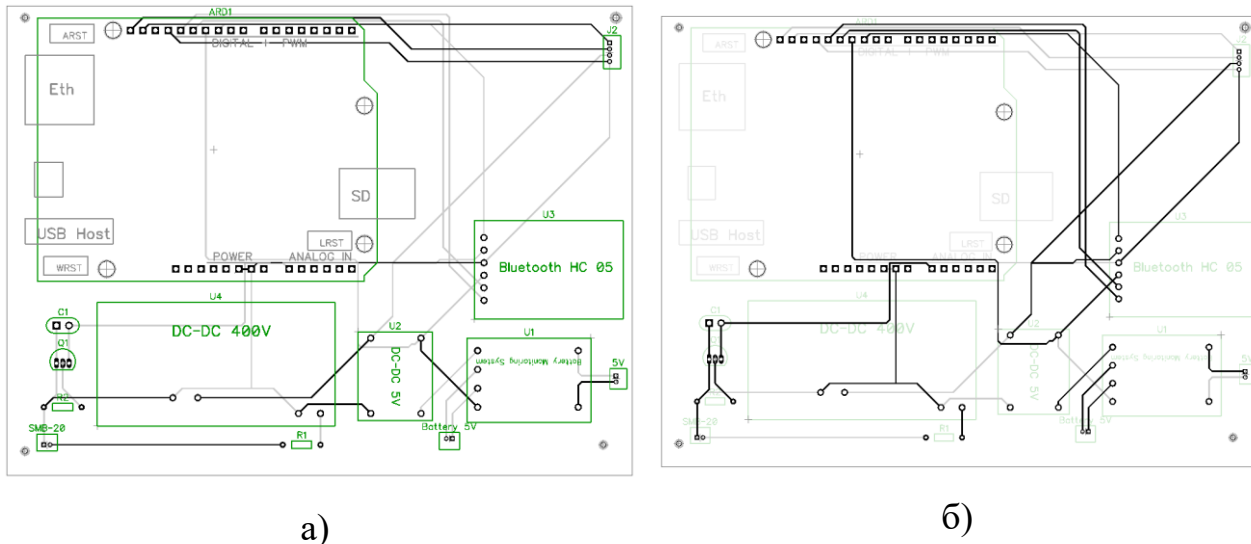
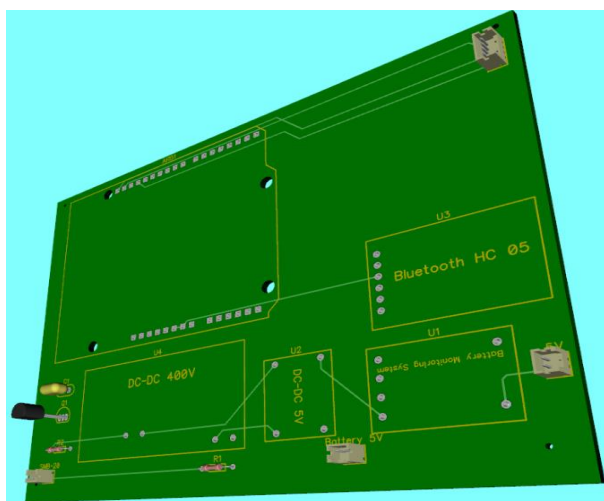


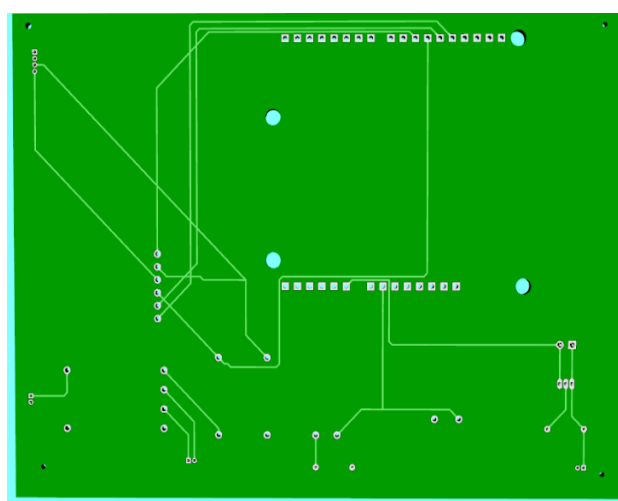
Рисунок 2.10 –Друкована плата: а) передня сторона; б) задня сторона

Розташовування елементів максимально компактне, але з мінімальним перехрестям печатних доріжок. Вимірявши розміри плати отримано значення 125×95мм, що підходить для побудування компактного пристрою.

DipTrace 3.3 має вбудовані бібліотеки 3D елементів, що дозволяє отримати модель у трьох вимірному виді (рис. 2.11)



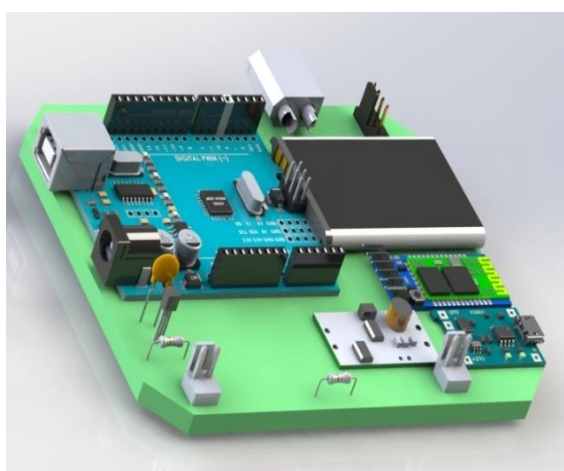
а)



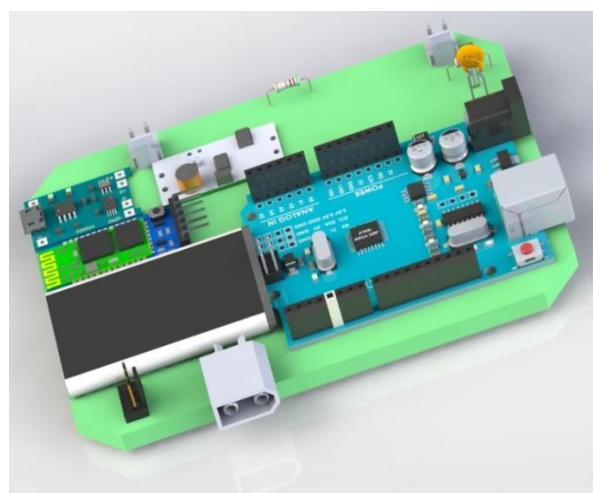
б)

Рисунок 2.11 – Зображення 3D моделі друкованої плати: а) вид спереду; б) вид ззаду.

Як бачимо багатьох моделей компонентів у середовищі DipTrace нема, тому використовуємо інше середовище для графічного зображення елементів приладу – SOLIDWORKS 2020. За допомогою отриманих розмірів плати та розміщення елементів на ній моделюємо зовнішній вигляд з існуючими компонентами (рис. 2.12).



а)



б)

Рисунок 2.12 – 3D модель плати з компонентами пристрою: а) вид спереду; б) вид ззаду.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БП61.05.2505.1191

Лист
35

При правильному розтушуванні компонентів можна проаналізувати місця для виводу роз'ємів та переходити до проектування корпусу.

2.3 3D-Моделювання корпусу та кріплення приладу

Проектуємо корпус приладу також у середовищі SOLIDWORKS 2020. Конструювання обрано проводити з ABS пластику, що є міцнішим та більш гнучким ніж PLA пластик. Для отримання приємного на дотик покриття та додаткового захисту корпусу обрано використовувати двокомпонентний поліуретановий лак з ефектом soft-touch.

Модель складається з таких частин:

1. Нижня та верхня частини корпусу;
2. Кнопки керування – 4 шт;
3. Електрична плата – 1 шт;
4. Гвинти М3 – 4шт;
5. Датчик – 1шт.

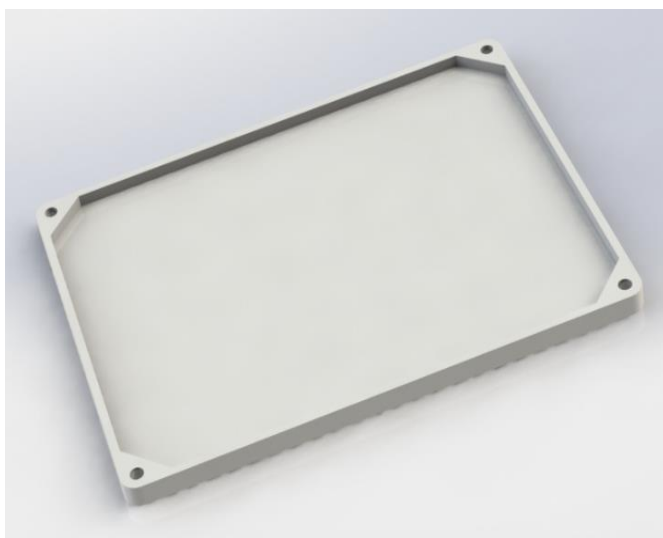
Корпус складається з двох частин які з'єднуються гвинтами з потайною головкою М3 та внутрішньою зірочкою (TORX) (рис. 2.13). Виготовляються гвинти за стандартом ISO 10642 зі сталі класом міцності 8.8 та мають оцинковане покриття що забезпечує високу адгезію. [15]



Рисунок 2.13 – Гвинт з потайною головкою з зіркоподібним шліцом.

Такий вид шліцу обрано для запобігання відкриття корпусу особам, що не є компетентними у ремонті обладнання через можливе ураження струмом великої напруги.

У нижній частині корпусу зроблена виїмка для вставлення плати, отвори для гвинтів мають zenківку для потаємного розташування кріплення. Товщина стінок 2 мм та на бокових гранях зроблена фаска 10 мм (рис. 2.14).



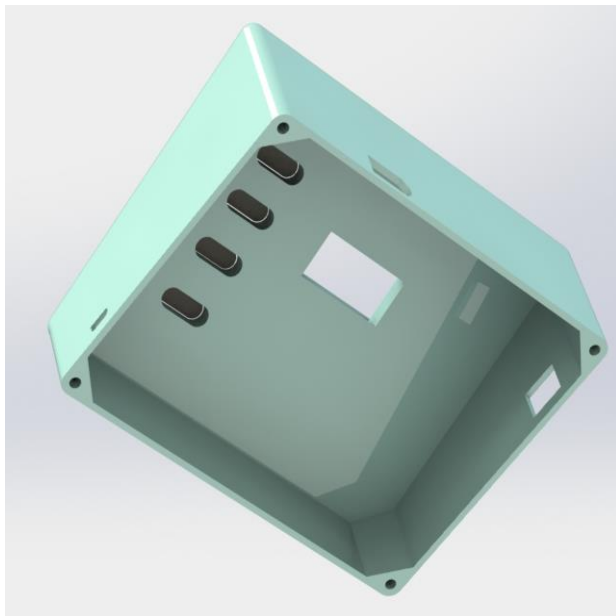
а)



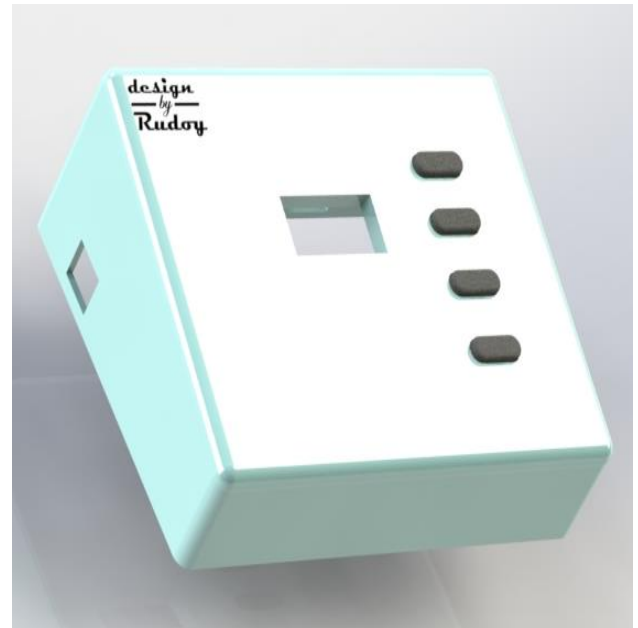
б)

Рисунок 2.14 – Нижня кришка корпусу: а) вид зверху; б) вид знизу.

Верхня кришка має монолітну конструкцію. Товщина стінок складає 2 мм з фасками 10 мм що додають жорсткості конструкції (рис. 2.15). На верхній грані розміщується дисплей та кнопки керування приладом. Усі отвори під роз'єми розміщені на бокових гранях. Усього виведено три роз'єми: microUSB – живлення приладу та заряд акумулятору, роз'єм USB Type-B – прошивка та налагодження мікропроцесору, роз'єм XT60 – високовольтний роз'єм для під'єднання гамма детекторів.



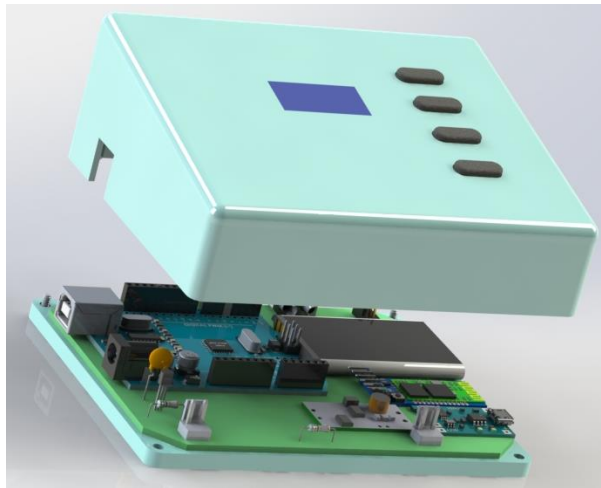
а)



б)

Рисунок 2.15 – Верхня кришка корпусу: а) вид знизу; б) вид зверху

Після закінчення процесу моделювання отримано таку складальну модель приладу та датчика, що показано на рисунку 2.16.



а)



б)

Рисунок 2.16 – Складальна модель: а) блок управління та візуалізації, б) детектор гамма випромінювання.

2.4 Розміщення системи моніторингу гамма випромінювання у рентген-кабінеті

Для моделювання кабінету для рентгенографічних досліджень та терапії використовуємо середовище SketchUp Pro 2020. За основу був взятий план рентгенівського кабінету клінічної лікарні №15 Подільського району у місті Києві, де проходила переддипломна практика.

На відміну від інших кабінетів рентген-кабінет складається з двох приміщень, що ізольовані між собою. Кожне приміщення має своє призначення та відповідає встановленим нормативним вимогам. На рисунку 2.17 показано побудований план кабінету у трьох вимірному вигляді.

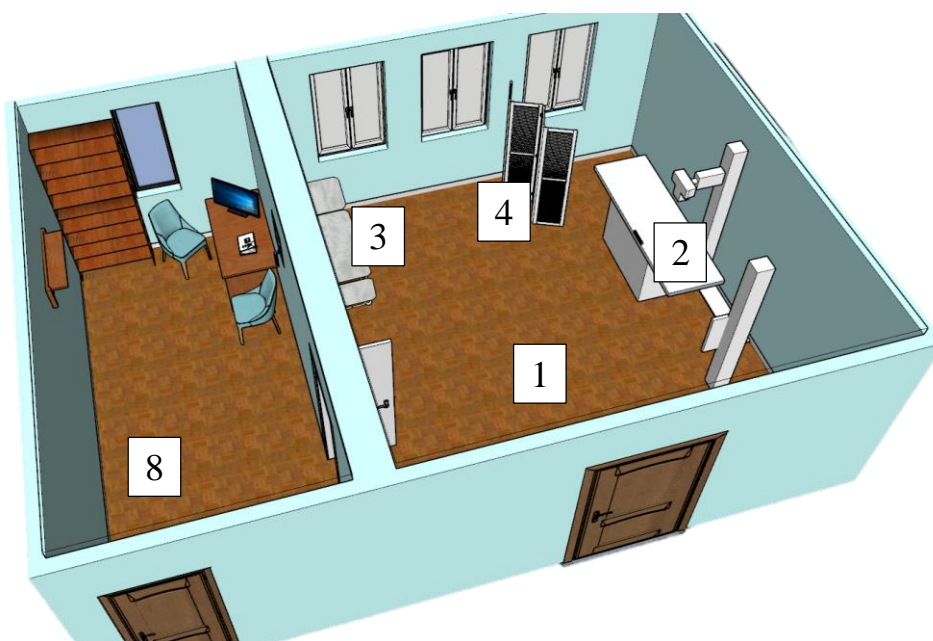


Рисунок 2.17 – Тривимірний план рентген-кабінету

Приміщення (1) слугує процедурною, де безпосередньо проводять роботи з використанням джерел іонізуючого випромінювання – РДА (2). Також у приміщенні знаходиться додаткове обладнання: пересувна кушетка (3), для транспортування лежачих хворих, медична ширма (4) та інше. Ширина полотна

дверей в процедурну рентгенівських кабінетів повинна складати не менше за 1,2м при висоті 2,0м.

Детектор приладу (5) встановлюється на деці столу (6) (рис.2.18).

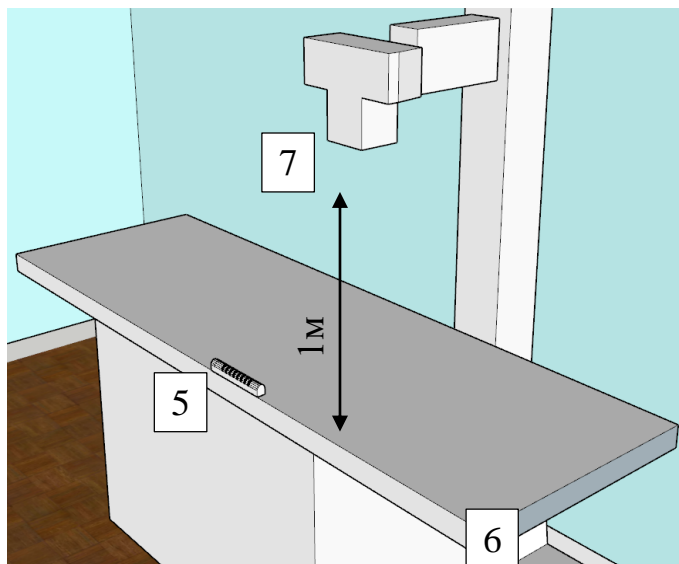


Рисунок 2.18 – Розміщення детектору

За технічними нормами моніторингу рівня експозиційної дози датчик розташовується на відстані 1м від фокуса рентгенівської трубки (7), а поле опромінення встановлюється так, щоб воно повністю охоплювало датчик дозиметричного приладу. Якщо датчик приладу неможливо встановити на відстані 1 м, його розміщають , як можна далі від фокуса рентгенівської трубки і фіксують відстань від фокуса трубки до центру датчика. [25]

Друге приміщення – пультова (8) (рис.2.17).

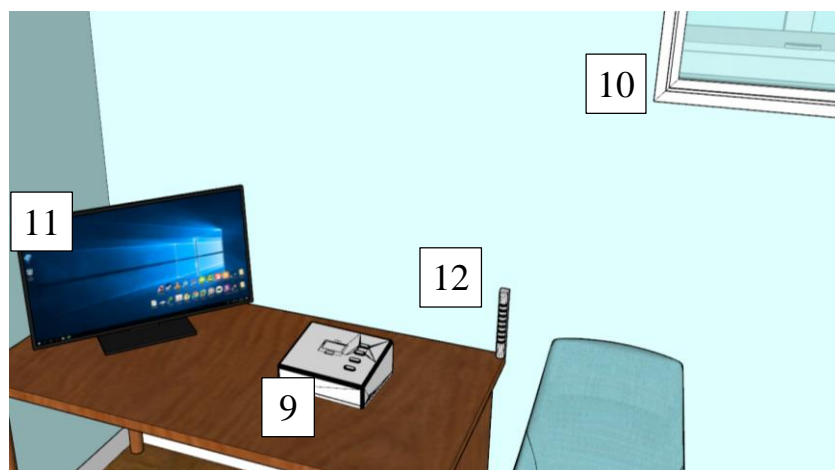


Рисунок 2.19 – Робоче місце лаборанта

У цій частині кабінету розміщено обладнання для основної роботи лаборантів (рис.2.19) – керування РДА, запис пацієнта, встановлення робочої напруги та часу експозиції. При проведенні діагностичних та терапевтичних процедур лаборант повинен обов’язково знаходитись у цьому приміщенні контролювати рівень дози за допомогою приладу, що розробляється (9) та спостерігати за станом пацієнта через захисне вікно (10). Отримані результати експозиційної дози виводяться як на дисплей приладу, так і на монітор робочого комп’ютера (11). Також додатково детектор (12) встановлюється біля робочого місця лаборанта для контролю норми дози опромінення.

Записані значення дози для кожного лаборанта не повинні перевищувати нормованих значень приведених у таблиці 2.7.

Таблиця 2.7 – Ліміти доз опромінення за категорією осіб

Ліміти доз, мЗв/рік	Категорія опромінюваних осіб		
	А	Б	В
ЛД _Е (ліміт ефективної дози)	20	2	3
Ліміти еквівалентної дози:			
ЛД для кришталіка ока	150	15	15
ЛД для шкіри	500	50	50
ЛД для кісток	500	50	-

Основними документами, якими регламентується радіаційна безпека в Україні, є «Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97)», які виділяють три категорії осіб щодо ризику іонізуючого опромінення:

- категорія А – персонал, який безпосередньо працює з радіоактивними речовинами;
- категорія Б – персонал, безпосередньо не працює з радіоактивними речовинами, але за умови розміщення їх на робочих місцях або місцях проживання може потрапити під дію опромінення;
- категорія В – все населення країни.

Таке розташування детекторів дає змогу контролювати рівень радіаційного виходу не тільки у процедурній але й у пультовій для забезпечення безпеки життєдіяльності працівників лікарняних установ.

2.5 Створення програми для отримання результатів роботи приладу

Для переведення вихідних імпульсів з детектора СМБ-20 до реальних значень радіаційного фону у стандартизовані значення мкР/год було розроблено алгоритм роботи (рис.2.20).

Цей алгоритм був розроблений у середовищі NI LabVIEW. Програма отримує кожну хвилину з мікропроцесору фіксоване значення кількості імпульсів, що подав лічильник Гейгера. Далі йде перевірка чи підключено датчик та його працездатність. Лічильник Гейгера-Мюлера СМБ-20 подає від 10 до 20 імпульсів при нормальному радіаційному фоні, якому піддається людина у повсякденному житті. Тому обрано мінімальне значення імпульсів 5 при якому перевіряється робота детектора.

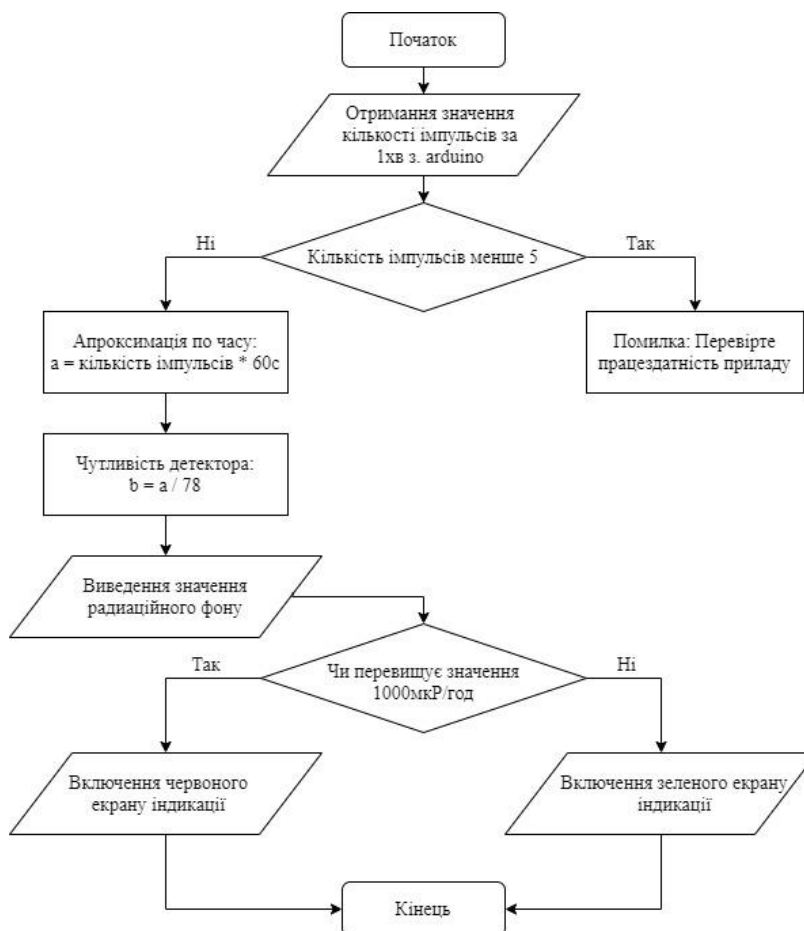


Рисунок 2.20 – Алгоритм роботи програми

Якщо ж значення кількості імпульсів перевищує значення 5, тоді починається переведення значення у мкР/год. Помножуємо кількість імпульсів на 60 для апроксимації числа імпульсів за одну годину. Отримане значення (a) ділимо на чутливість детектора. Для СМБ-20 діапазон чутливості складає 60-78 імп/мкР. Беремо максимальну чутливість – 78 імп/мкР та отримуємо дійсне значення радіаційного фону (b). На рисунку 2.21 показано програмний код розрахунку радіаційного фону.

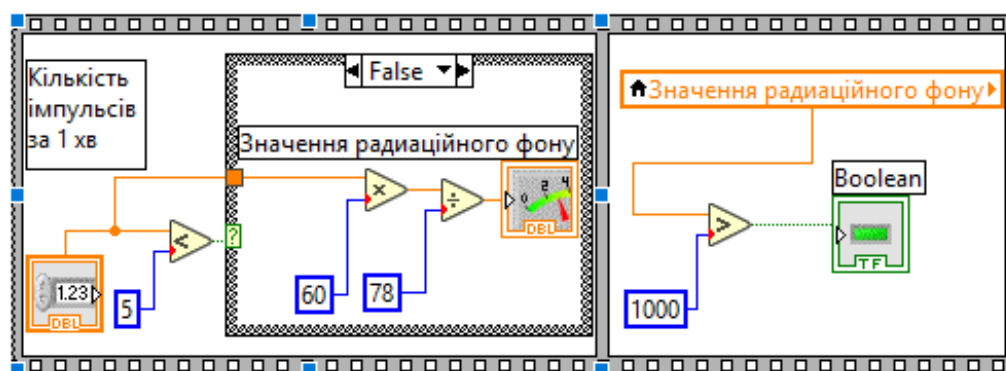


Рисунок 2.21 – Код розрахунку радіаційного фону

На рисунку 2.22 а) показано програмний код, якщо кількість імпульсів менша за встановлене значення, а на рисунку 2.22 б) представлено вікно повідомлення про помилку зчитування імпульсів.

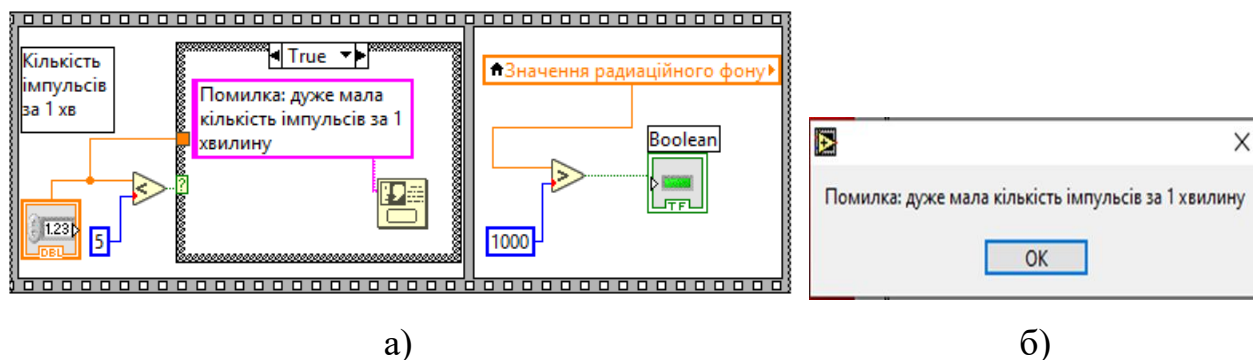
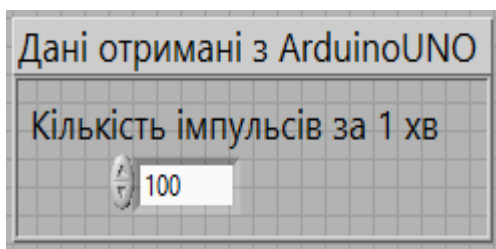
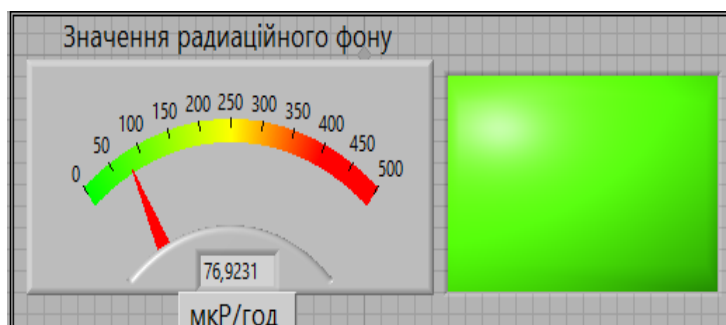


Рисунок 2.22 – Виведення помилки кількості імпульсів: а) код програми; б) вікно результату роботи

Дисплей приладу під час роботи відображає значення радіаційного фону. Також є індикатор, який при прийнятих значеннях норми відображає про значення радіації зеленим кольором (рисунок 2.23).



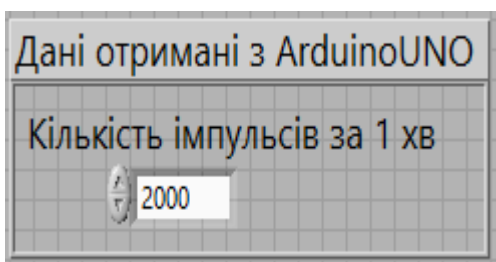
а)



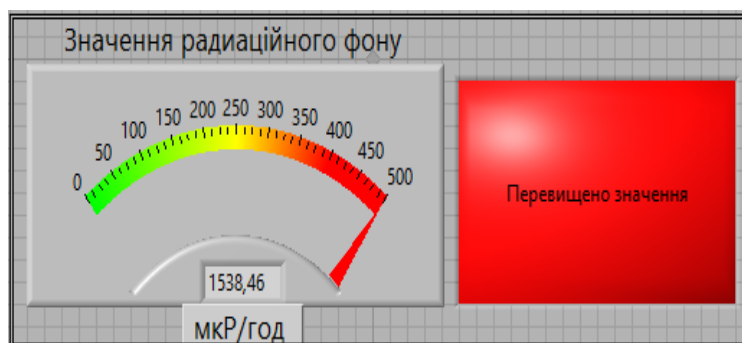
б)

Рисунок 2.23 – Дисплей приладу: а) дані з Arduino UNO; б) результати роботи приладу при нормі

Якщо значення радіаційного фону перевищує значення норми, тоді індикатор світиться червоним, та показує повідомлення, що «Перевищено значення» (рис. 2.24).



а)



б)

Рисунок 2.24 – Дисплей приладу: а) дані з Arduino UNO; б) результати роботи приладу при перевищенні дози

Завдяки створеній програмі можна наочно побачити рівень дози рентгенівського випромінювання, що було зафіксоване детекторами. Порівнюючи фактичне та теоретичне значення радіаційного виходу можна визначити похибку виконання установки анодної напруги рентгенівської трубки, яку необхідно враховувати та виключати при роботі з рентгенодіагностичною апаратурою. [25]

Висновки до розділу 2

Була побудована структурна схема приладу на основі якої проходила подальша розробка системи моніторингу. У середовищі DipTrace створена принципова електрична схема на основі якої змодельована друкована плата для компактного розміщення обраних компонентів. За допомогою середовища SOLIDWORKS побудова тривимірної моделі плати та корпусу з складовими частинами. Отримавши модель приладу було перенесено її до середовища SketchUp для моделювання розташування моделі в реальному рентген-кабінеті. При створенні моделі кабінету були проаналізовані основні вимоги по розташуванню рентгенодіагностичної апаратури та необхідного додаткового обладнання. Для візуалізації значень роботи приладу у середовищі NI LabVIEW була створена програма. Завдяки якій можна не тільки фіксувати рівень дози виходу рентгенівської трубки але й заміряти опромінення лаборантів у пультовій. Створена система дозволяє отримати фактичне значення експозиційної дози та співставити його з теоретичним, врахувати похибку калібрування високовольтного генератора, що подає анодний струм на випромінювач, та захистити пацієнтів від перевищення рівня опромінення.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						45
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

ОХОРОНА ПРАЦІ

Дипломна робота виконувалась на ТОВ «ФІРМА РЕСМЕДЦЕНТР» Що надала можливість ознайомитись з основними заходами охорони праці при виробництві та монтажі медичного обладнання. Темою роботи обрано модернізацію системи клінічної дозиметрії експозиційної дози рентгенодіагностичної апаратури при діагностиці та терапії. Тематика розділу з охорони праці обрана через небезпеку пов'язану з конструкцією приладу.

3.1 Технічна характеристика клінічного дозиметра

Клінічний дозиметр представляє собою прилад, що складається з детектору та блоку обробки даних. Детектор знаходиться в приміщенні проведення рентгенодіагностики або терапії, а блок обробки виконує роль управління, живлення та візуалізації інформації з детектора та знаходиться у пультовій.

3.1.1 Характеристика приладу

Основні характеристики приладу для моніторингу гамма випромінювання та його складових приведені в таблиці 3.1.

					БП61.05.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		46

Таблиця 3.1 – Характеристика клінічного дозиметра

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Лічильник Гейгера-Мюллера СМБ-20	Робоча напруга: 350-475В Діапазон потужності експозиційних доз гамма-випромінювання: 0,004-40мкР/с Клас захисту приладу - I	1	1
2.	Блок керування Arduino UNO	Робоча напруга 5В Постійний струм: 20мА	1	2
3.	OLED Дисплей 0.96" I2C 128x64	Напруга живлення: 3.3-6В Розмір екрану: 0,96"	1	3
4.	Блок живлення	Вхідна напруга 220В Вихідна напруга 5В Струм: 700мА Габарити: 29,89х20,57х18 мм	1	4
5.	Li-ion акумулятор	Ємність 3400мАч Максимальний струм 8А Напруга 4.2В	1	5
6.	Підвищувач напруги	Вхідна напруга 5В Вихідна напруга 400В	1	6

3.1.2 Складові частини приладу

На рисунку 3.1 показані основні блоки системи моніторингу експозиційної дози

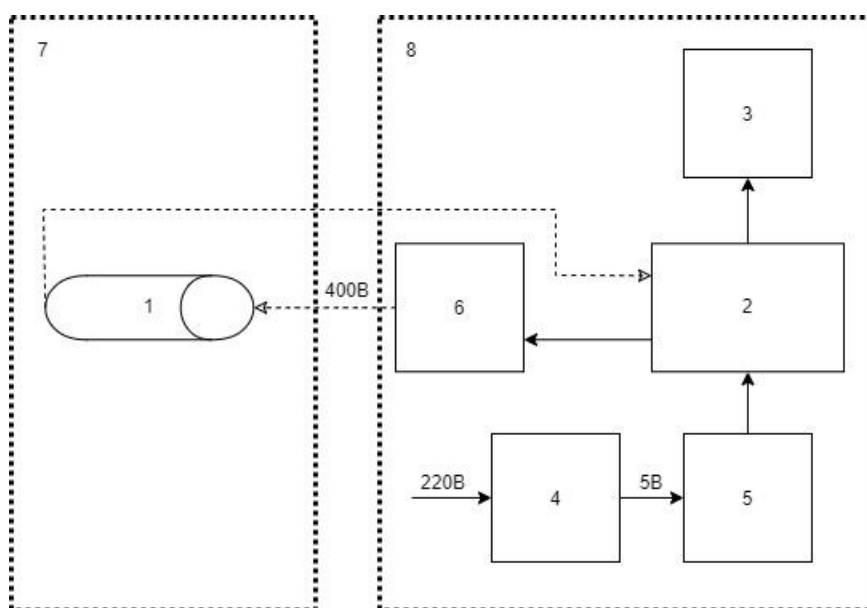


Рисунок 3.1 – Функціональна схема системи моніторингу експозиційної дози

. Детектор СМБ-20 (1) знаходиться у рентген-кабінеті (7), та з'єднується екранованими кабелями (показано пунктирною лінією) з основними блоками, що знаходяться у пультовій (8). Контролер Arduino UNO (2) живиться від акумулятора (5). Заряджає акумулятор блок живлення AC/DC (4), що перетворює 220 В змінної напруги у 5 В постійної. За живлення детектору СМБ-20 відповідає підвищувач напруги (6), який підвищує робочу напругу до 400 В. За візуалізацію роботи приладу відповідає дисплей (3).

3.1.3 Характер взаємодії приладу в системі «людина-об'єкт»

У таблиці 3.2 приведені засоби контролю та візуалізації стану роботи приладу.

Таблиця 3.2 – Взаємодія системи моніторингу експозиційної дози в системі «людина-об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	Кількість
1.	OLED дисплей	Виводиться поточна інформація про рівень дози, відповідність її у межах норми.	1
2.	Блок управління	Двопозиційний перемикач - включення та вимикання приладу	1
		COM порт - Передача інформації дистанційно на ПК	1

OLED дисплей виводить значення експозиційної дози у реальному часі, показує заряд батареї та повідомляє лаборанта про перевищення дози рентгенівського апарату. Блок управління дозволяє керувати приладом та підключенням до нього додаткових систем візуалізації таких як ПК лаборанта або лікаря.

3.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення.

3.2.1 Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Основною небезпекою іонізуючого випромінювання при роботі з системою клінічної дозиметрії полягає недостовірні покази приладу через які можливі такі наслідки як опромінення пацієнта підвищеним рівнем іонізаційної дози. У таблиці 3.3 приведено основне джерело небезпеки з причинами виходу з строю та можливими наслідками.

Таблиця 3.3 – Основні джерела фізичних небезпек

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Лічильник СМБ-20	Рентген трубка	Невідповідність робочої напруги детектора	Неправильна робота детектора та можливе перевищення іонізуючого випромінювання

У таблиці 3.4 приведені вимоги та умови безпеки провадження діяльності з використання джерел іонізуючого випромінювання (Наказ ДКЯРУ №125 від 02.12.2002 р.). [26]

Таблиця 3.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки, які створюються у в технологічному процесі

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Напруга на детекторі рентгенівського випромінювання.	400 В	350-475В

Таблиця 3.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Вольтметр	Індикатор напруги на лічильнику
		Автомат з запобіжником	Обрив ланцюгу живлення при невідповідності значення напруги
2.	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації	навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні	Нормований час роботи	Запобігання виходу з строю живлення лічильника

Продовження таблиці 3.5

4.	Експлуатаційні	Повірка засобів вимірювання	достовірність інформації
5	ЗІЗ	Не передбачено	

У таблиці 3.5 приведені групи номенклатурних заходів з заходами для забезпечення безпеки.

3.2.2 Небезпека ураження людини електричним струмом.

Основною небезпекою при роботі з приладом є електронебезпека, а саме ураженням електричним струмом великої напруги. Це пов'язано з тим що різні частини працюють на різній напрузі. Мікропроцесор живиться 5В, а лічильник Гейгера - Мюллера 400В постійного струму що небезпечно для життя. Тому важливо дотримуватись техніки безпеки при роботі. У таблиці 3.6 приведені основні джерела електричних небезпек.

Таблиця 3.6 – Основні джерела електричних небезпек

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Блок живлення AC/DC	Електричний струм	Напруга живлення 220В	Пошкодження обладнання, ураження електричним струмом, опіки
2	Підвищувач напруги 5-400В	Електричний струм	Напруга 400В на блоці	Пошкодження обладнання, ураження електричним струмом, опіки
3	Лічильник СМБ-20	Електричний струм	Напруга на контактах детектоора	Пошкодження обладнання, ураження електричним струмом, опіки

У таблиці 3.7 приведені реальні та нормативні фактори небезпеки що можуть створюватись в технологічному процесі при роботі системою моніторингу рентгенодіагностичної апаратури.

Таблиця 3.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки, які створюються у в технологічному процесі

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1	Напруга блоці живлення	210-230В	220В
2	Напруга на блоці підвищення 5-400В	390В	400В

У таблиці 3.8 приведені норми якості електричної енергії та напруги згідно діючого від 21.11.1997р. ГОСТ 13109-97. [27]

Таблиця 3.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Регулятор напруги	Налаштування робочої напруги
		Автомат з запобіжником	Обрив ланцюгу живлення при перевищенні значення
2.	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації	навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні	Нормований час роботи	Запобігання виходу з строю живлення лічильника
4.	Експлуатаційні	Ізоляція проводів та контактів	Виключення ураження електричним струмом
5.	ЗІЗ	Не передбачено	

3.2.3 Небезпека пожежі

При тривалій роботі з приладом можливий перегрів електричних вузлів. Можливе замикання проводів через погану ізоляцію та подальше тління та займання робочих блоків, що представлено у таблиці 3.9. У ГОСТ 12.1.004-91 приведені стандарти безпеки праці. Пожежна безпека. Загальні вимоги. [28]

Таблиця 3.9 – Основні джерела фізичних небезпек

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Блок живлення AC/DC	Електричний струм	Перегрів електричних елементів	Пошкодження обладнання, тління приладу, виникнення пожежі
2.	Акумулятор	Напруга, електроліт	Перезаряд акумулятора	Пошкодження обладнання, витік електроліту, вибух, виникнення пожежі

3.	Підвищувач напруги 5-400В	Обмотка трансформатора	Перегрів блоку	Пошкодження обладнання, тління приладу, виникнення пожежі
----	---------------------------	------------------------	----------------	---

У таблиці 3.10 визначено клас можливої пожежі та його характеристика.

Таблиця 3.10 – Клас пожежі

№	Клас пожежі	Характеристика
1.	Е	Пожежі пов'язані з горінням електроустановок.

Для забезпечення пожежної безпеки у таблиці 3.11 приведені заходи з ОП та критерії вибору.

Таблиця 3.11 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Вольтметр	Індикатор напруги на лічильнику
		Автомат з запобіжником	Обрив ланцюгу живлення при перевищенні значення
2.	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації	навчання з питань безпеки при експлуатації приладу
3.	Режимні	Нормований час роботи, використання системи живленням з датчиком заряду	Запобігання виходу з строю електричних елементів
4.	Експлуатаційні	перевірка блоків живлення	Зменшення ризику перегріву
5.	ЗІЗ	Не передбачено	

3.3 Інструкція по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту

Загальні положення, стосовно прав і обов'язків

1. Перед тим як почати роботу з приладом слід надіти робочий одяг, ознайомитись з правилами користування та технікою безпеки.
2. Робоче місце повинно добре освітлюватися.
3. При установці блоку управління слід залишати простір між стінами і приладом для вільної циркуляції повітря не менше 5см.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						52
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

4. Заборонено потрапляння вологи до приладу та робота у погано провітрюваних приміщеннях.

5. Повірка приладу виконується кожні півроку.

Інструкція з експлуатації

1. Прикріпити детектор СМБ-20 до вихідного вікна рентген трубки.

2. Ввімкнути пристрій до джерела живлення 220В.

3. Натиснути кнопку ввімкнення та дочекатися індикації готовності.

4. Запустити рентгенодіагностичну апаратуру та зробити знімок пацієнта.

5. По завершенні процедури на дисплеї виведеться експозиційна доза.

Висновки до розділу 3

Проаналізувавши конструкцію приладу було виявлено основні небезпеки що можуть виникнути якщо нехтувати інструкцією з експлуатації та технікою безпеки. Розглянувши основні потенційно небезпечні вузли системи моніторингу експозиційної дози опромінення були приведені рекомендації для їх усунення та для виключення у подальшій роботі з приладом.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						53
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи на тему «Медична система моніторингу гамма випромінювання» було виконано всі поставлені задачі. А саме, у теоретичній частині було проаналізовано законодавство України та виділено основні потреби за якими необхідне вдосконалення рентгенодіагностичної апаратури, що використовує іонізаційне випромінювання. З усіх видів іонізаційного випромінювання було виділено гамма випромінювання як найнебезпечніше з усіх. Після співставлення значення дози опромінення при радіологічних обстеженнях з рівнем опромінення від навколишнього середовища виявлено, що різниця дуже велика і не точне калібрування РДА може серйозно зашкодити пацієнту.

Для реєстрації іонізуючого випромінювання існує безліч методів, але кожен з них має особливості будови та принципу роботи. Проаналізувавши кожен, виділивши основні недоліки кожного, було обрано метод з використанням газорозрядних лічильників Гейгера-Мюллера. Однак робота з РДА можлива тільки при дотриманні вимог захисту від гамма променів, що були також розглянуті у роботі.

У практичній частині роботи було перейдено до розробки та моделювання приладу для моніторингу гамма випромінювання. Детектором на принципі роботи лічильника Гейгера-Мюллера обрано найрозповсюдженіший датчик СМБ-20. Була побудована структурна схема приладу на основі якої проходила подальша розробка системи моніторингу. У середовищі DipTrace створена принципова електрична схема на основі якої змодельована друкована плата для компактного розміщення обраних компонентів.

За допомогою середовища SOLIDWORKS побудована тривимірної моделі плати з елементами та корпусу з його складовими частинами. Проаналізувавши

					БП61.05.2505.1191	Лист
						54
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

потреби з використання системи моніторингу обрано розміщувати детектор та блок обробки у різних корпусах, з'єднавши їх екранованим кабелем.

Отримавши тривимірну модель приладу її було перенесено до середовища SketchUp для моделювання розташування у моделі рентген-кабінету, що було створено по реальному плану. При створенні моделі кабінету були проаналізовані основні вимоги по розташуванню рентгенодіагностичної апаратури та необхідного додаткового обладнання.

Для візуалізації значень роботи приладу у середовищі NI LabVIEW створена програма. Завдяки якій можна не тільки фіксувати рівень дози виходу рентгенівської трубки, але й заміряти опромінення лаборантів у пультовій. Створена система дозволяє отримати фактичне значення експозиційної дози та співставити його з теоретичним, вирахувати похибку калібрування високовольтного генератора, що подає анодний струм на випромінювач, та захистити пацієнтів від перевищення рівня опромінення.

У розділі 3 «Охорона праці» аналізуються основні небезпеки виявлені у конструкції приладу, що можуть виникнути якщо нехтувати інструкцією з експлуатації та технікою безпеки. Розглянувши основні потенційно небезпечні вузли системи моніторингу рівня дози опромінення були приведені рекомендації для їх усунення та для виключення у подальшій роботі з приладом.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						55
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Закон України від 14.01.1998 № 15/98-ВР [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/15/98-%D0%B2%D1%80>.

2. Сайт з питань ядерної безпеки, радіаційного захисту та нерозповсюдження ядерної зброї [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.uatom.org/2019/06/20/shho-dayut-zmini-vneseni-u-zu-pro-zahist-lyudini-vid-vplivu-ionizuyuchogo-viprominyuvannya.html>.

3. Ionizing Radiation Measurement Solution in a Hospital Environment. // Sensors. – 2018. – №18. – С. 32.

4. Радиационная защита в медицине. // ПУБЛИКАЦИЯ 105 МКРЗ. – 2011. – С. 19–20.

5. Рентгенологическое обследование: вред или польза? [Електронний ресурс] // Европейский медицинский центр «УГМК-Здоровье». – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ugmk-clinic.ru/article/articles/rentgenologicheskoe-obsledovanie-vred-ili-polza/>.

6. Радіаційна безпека в медицині: права та обов'язки [Електронний ресурс] // Сайт з питань ядерної безпеки, радіаційного захисту та нерозповсюдження ядерної зброї. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.uatom.org/2019/03/18/radiatsijna-bezpeka-v-meditsini-prava-ta-obov-yazki.html>.

7. Radiation Risk Assessment Tool - Lifetime Cancer Risk from Ionizing Radiation [Електронний ресурс] // National Cancer Institute – Режим доступу до ресурсу: <https://radiationcalculators.cancer.gov/radrat/>.

8. Radiation Dose Management for Pediatric Cardiac Computed Tomography: A Report from the Image Gently “Have-A-Heart” Campaign. // HHS Author Manuscripts / – Chicago: Pediatr Radiol, 2018. – С. 35.

					БП61.05.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		56

9. Ионизационный метод. // Вопросы дозиметрии и радиационная безопасность на атомных электрических станциях / – Уфимский Государственный Авиационный Технический Университет: Носовский А.В, 2014.

10. Дозиметрия ионизирующих излучений. // М.М.Комочков. – 2016. – С. 31–45.

11. ИОНИЗАЦИОННЫЕ КАМЕРЫ – Одесса: Одесский национальный университет имени И. И. Мечникова, 2007. – 60 с.

12. ГАЗОВЫЕ ИОНИЗАЦИОННЫЕ ДЕТЕКТОРЫ [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: http://lib.sinp.msu.ru/static/tutorials/42_Lab3.pdf.

13. ДВОЕНЕРГЕТИЧНИЙ НАПІВПРОВІДНИКОВИЙ ДЕТЕКТОР РЕНТГЕНІВСЬКОГО ТА ГАММА-ВИПРОМІНЮВАННЯ. // Наука та інновації. – 2014. – №2. – С. 49–54.

14. ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ - ОСНОВИ РАДІОХІМІЇ ТА РАДІОЕКОЛОГІЇ – Харків: ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В.Н. КАРАЗІНА, 2017. – 103 с.

15. Детектор іонізуючого випромінювання на основі фотодіода – сцинциляційного матеріалу : дис. канд. фіз.-мат. наук / . – Київ, 2019. – 72 с.

16. Расчет характеристик рентгеновского излучения. // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2008. – №6. – С. 60–64.

17. Вариант взаимного согласования требований государственного стандарта к защите от излучения рентгеновских аппаратов. // Медицинская техника. – 2015. – №5. – С. 49–51.

18. Модуль контроллера заряда TP4056 + защита для аккумуляторов [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://mysku.ru/blog/china-stores/65087.html>.

19. Онлайн-калькулятор времени разряда и работы аккумулятора [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://voltiq.ru/services/battery-life-calculator/>.

20. Повышающий модуль DC DC (Booster Step Up) с 3 Вольт на 5 Вольт [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://mysku.me/blog/aliexpress/51568.html>.

21. Arduino Uno [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://arduino.ru/Hardware/ArduinoBoardUno>.

22. Счетчик Гейгера СБМ 20 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://mydozimetr.ru/catalog/schetchiki-gejgera/sbm-20-1/>.

23. Краткое руководство по симулятору LTspice [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://valvolodin.narod.ru/articles/LTspice.pdf>.

24. OLED экран 128×64 / 0,96” (Trema-модуль V2.0) [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://wiki.iarduino.ru/page/OLED_trema/.

25. О.Д. Рудий, М.Ф. Терещенко Принципи моніторингу рівня експозиційної дози в рентгендіагностиці // Збірник праць XIII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “ПОГЛЯД У МАЙБУТНЄ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ”, 13-14 травня 2020р. К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2020. – С.228-232

26. Наказ ДКЯРУ №125 Про затвердження Вимог та умов безпеки провадження діяльності з використанням джерел іонізуючого випромінювання [Електронний ресурс]. – 2020. – Режим доступа до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0978-02>.

27. ГОСТ 13109-97. НОРМЫ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ В СИСТЕМАХ ЭЛЕКТРОСНАБЖЕНИЯ ОБЩЕГО НАЗНАЧЕНИЯ [Электронный ресурс] // МЕЖГОСУДАРСТВЕННЫЙ СТАНДАРТ. – 1999. – Режим доступа до ресурсу: https://dnaop.com/html/42313/doc-%D0%93%D0%9E%D0%A1%D0%A2_13109-97.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						58
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

28. ГОСТ 12.1.004-91 Система стандартов безопасности труда. Пожарная безопасность. Общие требования [Электронный ресурс]. – 1992. – Режим доступа до ресурсу: <http://docs.cntd.ru/document/9051953>.

					БП61.05.2505.1191	Лист
						59
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		